

EFFECTO DE LA ANGULACIÓN DE LOS IMPLANTES Y GEOMETRÍA DE LA BARRA EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DE PRÓTESIS HÍBRIDAS IMPLANTO-SOPORTADAS

David Mauricio Diaz, Oscar Rodrigo López

RESUMEN

Motivación: Los tratamientos para la reconstrucción de la dentadura en pacientes totalmente edéntulos son de suma importancia dado que es necesario reponer las piezas faltantes, con el fin de evitar problemas de desgaste del hueso además de recuperar las funciones de fonética y masticación de la mandíbula, dada la importancia de este tipo de rehabilitaciones es necesario reducir los riesgos de fallas y lograr el diseño de una prótesis funcional.

Planteamiento del problema: La implementación de prótesis implanto soportadas trae consigo varios beneficios dado que con este sistema anclado con implantes al tejido óseo se logra brindar una buena estabilidad y durabilidad en el proceso de rehabilitación total de la dentadura, sin embargo, no existe un diseño de barra en función de los implantes que sea determinante para este tipo de prótesis.

Metodología: Se modelaron 6 casos de estudio con una condición de carga, teniendo en cuenta los elementos necesarios para la fijación de una prótesis al tejido óseo (Implantes, Pilares, barra de soporte y tornillo fijador). Posteriormente, se establecieron las condiciones adecuadas (materiales, discretización del modelo y contactos mecánicos) para realizar la simulación un caso de masticación al emplear la metodología de los elementos finitos (FE).

Resultados: Los esfuerzos VM máximos en todos los elementos de los modelos son presentados por los implantes, alcanzando un máximo de 364 MPa con las condiciones de carga establecidas. Sin embargo, el tejido óseo, si bien presenta tensiones más bajas en comparación con otros elementos del conjunto, es propenso a fallar ya que las tensiones, en algunos casos, superan las tensiones de fluencia del material.

Conclusión: Con los resultados obtenidos de las simulaciones, el modelo a-t es el más funcional dado que los esfuerzos a tensión en el tejido trabecular son menos elevados.

1. Introducción

La rehabilitación oral por medio de prótesis implanto soportadas (prótesis híbridas), para casos de edentulismo total, presenta una alta tasa de éxito [1]. Este tratamiento además de brindar una recuperación total de los elementos de la dentadura genera una gran satisfacción para los pacientes en términos de funcionalidad, estética y durabilidad [2],[3]. El tratamiento usualmente requiere la inserción de un numero de implantes dentales en el tejido óseo, estos implantes están conectados a una barra la cual es la base o soporte de la prótesis dental [2].

Estructuralmente las prótesis fijas para algunos casos presentan fallas cuando ocurre aflojamiento de los implantes, esta inestabilidad se da principalmente en la zona del segundo premolar [4], y con la existencia de implantes inclinados las fuerzas oclusales pueden generar más tensión sobre el tornillo[5]. El método de los elementos finitos (FE) es ampliamente utilizado en el análisis del comportamiento biomecánico de las prótesis [6],[7] permitiendo visualizar el estado de esfuerzos y deformaciones bajo diferentes condiciones de carga y propiedades del material, al implementar este método de análisis se pueden realizar comparaciones y predicciones para determinar las posibles fallas en un modelo 3D simulando diferentes condiciones clínicas o patológicas [6].

El número de implantes a usar y la posición es el factor más importante para definir para lograr una rehabilitación exitosa con prótesis híbridas [8]. La técnica conocida como all on four emplea inserción de implantes inclinados en la zona posterior e implantes rectos en la zona anterior [9],[10], este método incrementa la estabilidad entre el hueso e implante y reduce los efectos producidos por la extensión prolongada en voladizo , [9],[10], los implantes suelen ser insertados en la zona interforaminal, esto con el fin de evitar el daño de los nervios alveolares inferiores, además al tener implantes inclinados se maximiza la superficie de contacto entre implantes y hueso [10].

La extensión prolongada en voladizo de la barra que se genera en la parte posterior es la principal generadora de tensiones en la estructura soporte para la prótesis [7], estas tensiones afectan directamente al implante más distal y cercano al agujero mentoniano, el uso de implantes inclinados en la zona posterior minimiza los efectos debido al cantiléver. Estructuralmente un

diseño de barra con área de sección transversal mayor y ajustado a una distribución uniforme para los implantes ayudaría a reducir los esfuerzos producto del cantiléver, sin embargo, aún no está claro qué tipo de perfil para la barra soporte e inclinación para los implantes reduce los esfuerzos en la interfaz implante-hueso aumentando la tasa de durabilidad, estabilidad y retención de la prótesis.

En el estudio realizado por Aaron, [10] se analiza la distribución de esfuerzos con un modelo con implantes inclinados en la zona posterior y un diseño de barra con sección transversal rectangular, en su modelo se emplea un barra con una extensión en voladizo bastante reducido esto al colocar los implantes distales en la zona de los molares, dando como resultados esfuerzos bajos; por otro lado, en el estudio de Barão, [11] se analizan varios modelos donde se emplean implantes rectos insertados entre los agujeros mentonianos, en el estudio establecen diferentes secciones transversales para la barra, dando resultados de esfuerzos VM elevados en el hueso trabecular producto de la extensión en voladizo.

Por consiguiente, en este estudio se analizará y comparará el comportamiento biomecánico de prótesis híbridas en una mandíbula edéntula, usando la técnica all on four para la inserción de implantes con inclinaciones de 17° y 30° en la zona posterior con una distribución uniforme de los implantes y con tres diferentes geometrías para la barra soporte y sometidas a fuerzas oclusales. El estudio se realizó mediante simulación computacional con elementos finitos (FE) 3D.

2. Materiales y métodos

En este estudio se pretende estudiar el comportamiento biomecánico de la mandíbula y la barra soporte en función de la distribución y angulación de los implantes y la variación de la geometría de la barra soporte. Se realizaron 6 modelos obtenidos mediante la reconstrucción del tejido óseo a partir de tomografías computacionales, para esto fue seleccionada la mandíbula de un paciente masculino con edentulismo total. Para cada tipo de alternativa, se realizó el proceso de rehabilitación mediante el uso de herramientas computacionales aplicando la técnica all and four en prótesis híbridas y se emplearon diseños estándar para el modelamiento de la barra como lo son: perfiles rectangulares, perfiles S y perfiles en forma de T.

Como primera variable, para la posición de los implantes se definieron dos configuraciones para la inserción de implantes aplicando la técnica all on four, dos modelos con implantes inclinados en la zona posterior a 17 grados (Figura 1a) y a 30 grados (Figura 1b), de acuerdo con la teoría los implantes se distribuyen en la zona que comprende entre los dos agujeros mentonianos (L1), esta distancia está dada por la anatomía del maxilar, los implantes inclinados de la parte posteriores se ubican en la zona de los agujeros mentonianos, y los implantes de la zona anterior se ubican teniendo una separación proporcional al tener como referencia los implantes inclinados (L2) (Figura 1).

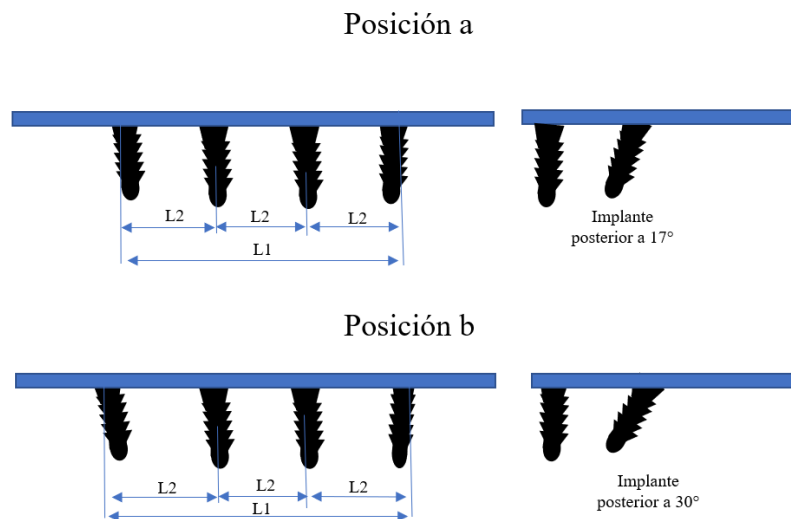


Figura 1. Posición para los implantes, a. técnica all on four inclinación de 17°, Modelo b. técnica all on four inclinación de 30°.

2.1. Diseño 3D

El modelo 3D de la mandíbula se generó a partir de tomografías computacionales (Figura 2A). Se realizó la segmentación de las imágenes seleccionando las concernientes a la anatomía del maxilar inferior, implementando un software especializado se reconstruyó la mandíbula mediante un tratamiento de la superficie para mejora del modelo (Figura 2B), mediante la medición de las imágenes radiológicas se estableció un espesor para hueso cortical de 1.37 mm (hueso tipo III [12]) en todo el modelo tomando

como referencia la zona con el mínimo espesor en la tomografía (Figura 2C). Los sólidos que representan el hueso cortical y trabecular se obtuvieron mediante el desarrollo de operaciones booleanas y se exportaron en un formato. STL (estereolitografía) para ser luego ser mejorado con el software CAD 3D ANSYS SpaceClaim® (fFigura 1D), en este modelo el tejido blando (mucosa) fue omitido debido a que aporta muy poco en la fijación y estabilidad de los implantes por su bajo módulo de elasticidad.

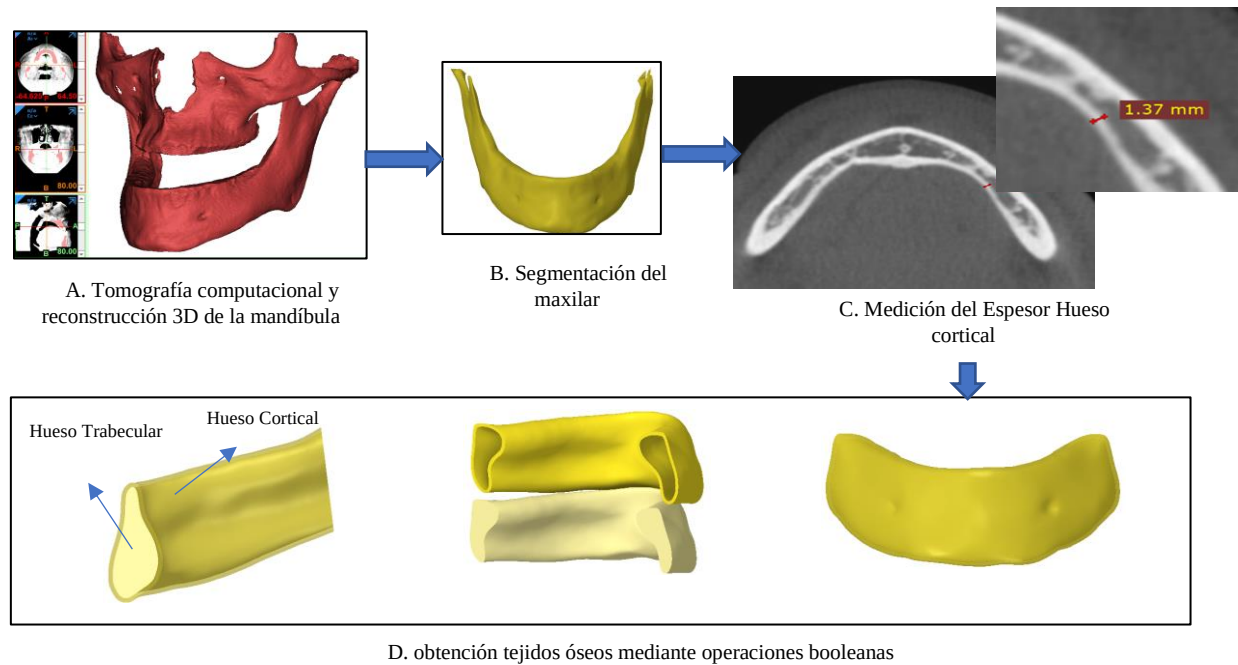


Figura 2. Metodología empleada en el proceso de reconstrucción y modelamiento 3D del maxilar inferior.

De acuerdo con la caracterización del tejido óseo, las condiciones anatómicas de la mandíbula y la calidad ósea fueron seleccionados implantes de longitud 10 mm y un diámetro endóseo de 3,5 mm, la característica en detalle se muestra en la Figura 3.

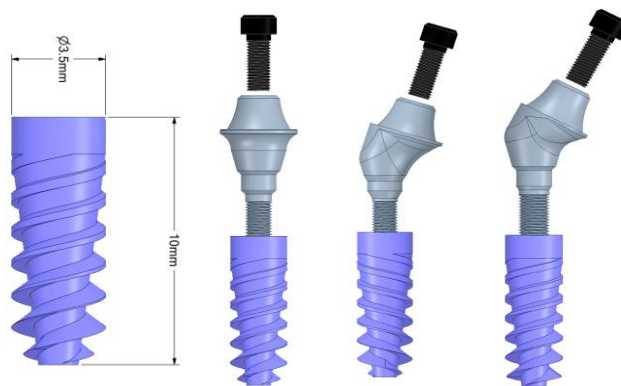


Figura 3. CAD 3D de implantes seleccionados con sus respectivos pilares

Al implementar las posiciones definidas para la inserción de los implantes (Figura 1) en la geometría de reconstrucción obtenida, se crea la primera variable para los modelos a analizar. Los implantes más distales son colocados en la zona de que comprende los premolares y se insertan con inclinaciones de 17° o 30° tomando como referencia el reborde de la zona alveolar, en la Figura 4a y Figura 4b se puede visualizar como quedan los implantes dentro del tejido óseo para cada modelo, para una mejor

visualización de los implantes inclinados se generan vistas sagitales de derecha e izquierda. El ensamble se complementa con los pilares angulados y pilares rectos como soportes de la barra y se usan tornillos como elemento de sujeción para asegurar la barra.

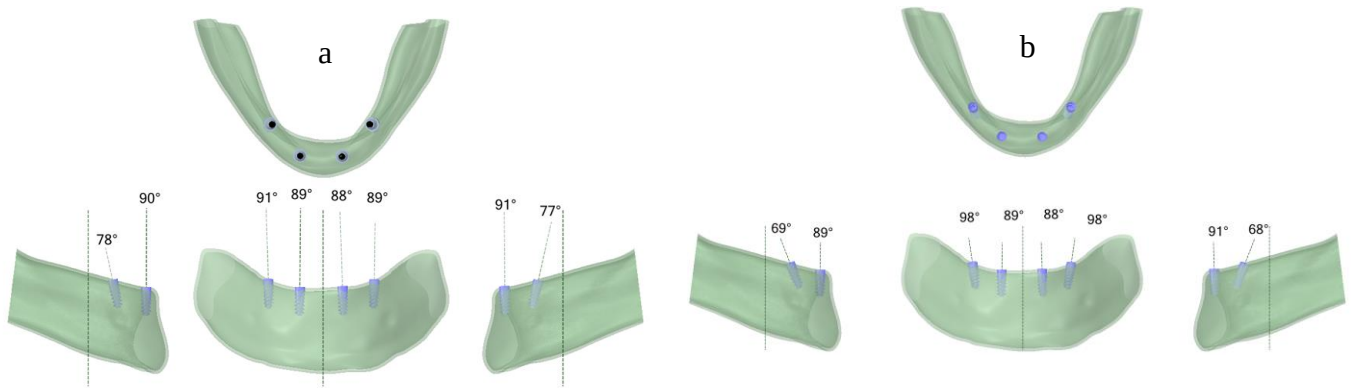


Figura 4. Posición para la inserción de implantes en el tejido óseo aplicando técnica all on four, a. Inserción implantes a 17°, b. Inserción implantes 30°.

Con la inserción de los implantes ya establecida se generan las trayectorias de para la barra, se generan dos trayectorias principales las cuales pasan por todos los implantes creando arcos y al final se dejan voladizos de 25 mm partiendo desde el centro del implante posterior, sobre las trayectorias se generan los cuerpos de la barra con secciones transversales de acuerdo con la Tabla 1, los cuales se combinan con los casquillos para completar el diseño de las barras soporte. Con estas geometrías se define la segunda variable y se crean los 6 modelos para el análisis (Figura 5).

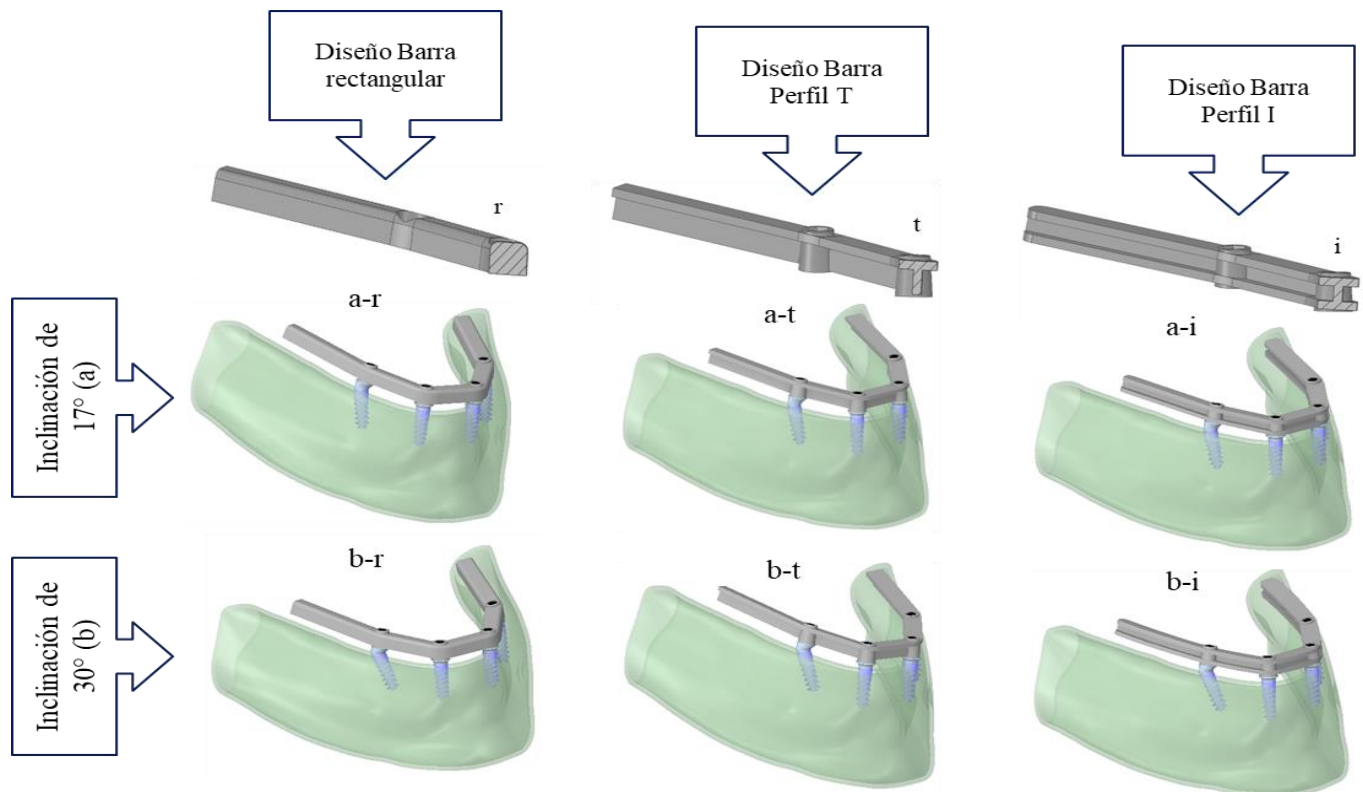


Figura 5. Alternativas de barra soporte para rehabilitación con prótesis híbridas. a. modelo de barra con perfil rectangular con implantes insertados a un ángulo de 17° (a-r) y 30° (b-r) b. modelo de barra con perfil T con implantes insertados a un ángulo de 17° (a-t) y 30° (b-t). c. b. modelo de barra con perfil S con implantes insertados a un ángulo de 17° (a-i) y 30° (b-i)

Tabla 1

Propiedades geométricas sección transversal barra.

Geometría	Altura (mm)	Ancho (mm)	Área (mm ²)	Inercia (mm ⁴)
Perfil R	3.7	4.5	16.55	18.9
Perfil T	3.8	4.4	7.28	8.9
Perfil S	3.8	4.4	10.68	19.5

Se establece como primera figura una sección transversal rectangular con redondeos en la cara superior (modelo r, perfil rectangular) (Figura 5r), como segunda geometría se establece una con sección transversal en forma de “T” (modelo t, perfil T) (Figura 5t), como último modelo se define uno con sección transversal en forma de “I” (modelo i, perfil S)(Figura 5i).

Los perfiles para la barra se seleccionaron por tener una buena inercia y con esto lograr disminuir la deflexión que se presenta y que pueda afectar la unión entre el implante y el hueso, el modelo r con una inercia $I_z = 18.5 \text{ mm}^4$, el modelo t con una inercia $I_z = 8,9 \text{ mm}^4$ y el modelo i con una inercia de $I_z = 19.5 \text{ mm}^4$ (Tabla 1)

2.2. Propiedades mecánicas de los Materiales

Para cada elemento del ensamble se definieron el módulo de elasticidad y la relación de Poisson como propiedades mecánicas para realizar el análisis por elementos finitos. Para la simulación los materiales se tomaron con un comportamiento lineal, isotrópico y homogéneo para todos los elementos. Estas simplificaciones se consideran apropiadas y suficientes para el objetivo de este estudio. Para el caso de la barra se estableció una aleación Cromo-Cobalto-Molibdeno ASTM F-75 muy utilizada en diseño de diferentes elementos quirúrgicos [13]. Para los elementos de fijación (Implantes, Pilares y Tornillo) se establecieron propiedades de acuerdo con el estándar de fabricación de estos elementos [14], para los implantes se definió una aleación de titanio grado 4, para los pilares y tornillos, se estableció como material una aleación de titanio grado 5. Las propiedades mecánicas de estos materiales se presentan en la Tabla 2.

Para determinar el módulo de elasticidad (E) de los tejidos cortical y trabecular a partir de las tomografías computacionales se utilizó la metodología empleada por Morgan et, al. [15], en el que utiliza el conjunto de ecuaciones 1. Para el cálculo del módulo de rigidez (E) se requiere de la determinación de la densidad aparente (ρ_{app}), esta densidad depende de la densidad ceniza (ρ_{ash}) y la densidad radiológica ρ_{qCT} , estas son calculadas a partir de las mediciones de la densidad ósea computacional la cuales se miden sobre las tomografías computacionales como se muestra en la Figura 6. Los resultados de este procedimiento se muestran en la Tabla 2.

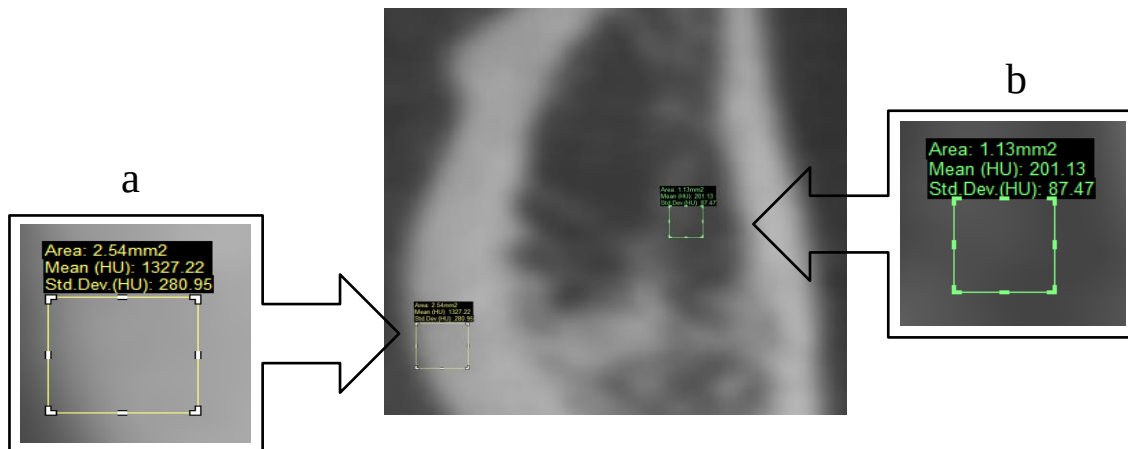


Figura 6. Medición densidad ósea computacional (HU) sobre sección transversal de tomografía mandibular, a. HU Hueso Cortical, b. HU Hueso trabecular.

$$\begin{aligned}
\rho_{qCT} [gk_2HPO_4/cm^3] &= 0,000705 \cdot HU - 0,000581 \\
\rho_{qCT} [gCHA/cm^3] &= 1,15 \cdot \rho_{qCT} [gk_2HPO_4/cm^3] - 0,0073 \\
\rho_{ash} [g/cm^3] &= 0,8772 \cdot \rho_{qCT} [gCHA/cm^3] + 0,0789 \\
\rho_{app} [g/cm^3] &= 1,58 \cdot \rho_{qsh} [g/cm^3] + 0,00011 \\
E [MPa] &= 6850 \cdot \rho_{app}^{1,49} [g/cm^3]
\end{aligned}
\tag{1}$$

Ecuación 1. Fórmulas de Morgan para Cálculo del Módulo de Young con base a la densidad ósea computacional.

Tabla 2

Propiedades mecánicas elementos del modelo.

Materiales por elemento	Elementos	Módulo de Elasticidad (GPa)	Poison Ratio	Yield Stress (MPa)	Densidad kg. m ³	Referencia
Hueso cortical	HC (Figura 7d)	13.7	0.3	120-130		[16],[17],[12]
Hueso Trabecular	HT (Figura 7e)	1.37	0.3	5.5-6.5		[16],[17],[12]
Titanio Grado 5	Pilar (Figura 7c)	114	0.33	940		[14]
	Tornillo (Figura 7c)					
Titanio Grado 4	Implantes (Figura 7b)	104	0.37	650		[14]
ASTM F-75	Barra (Figura 7a)	216	0.30	920	8300	[14],[13]
Overdenture	Corona dental	4.5	0.35			[16]

2.3. Definición de contactos

Para el estudio se emplean dos tipos de contactos (bonded y no separation), como en el caso de estudio se simula una condición de oseintegración completa, se emplean los tipos bonded para las superficies de contacto del pilar e implantes con el hueso y también en los contactos entre pilares e implantes; el contacto no separación se emplea para evitar la penetración de un elemento con el otro, por esto se emplean en las superficies del tornillo y entre el pilar y la barra. Estas condiciones se aplican para los 6 modelos.

2.4. Convergencia.

Se realizó un análisis de convergencia para definir la cantidad de elementos necesarios para obtener resultados adecuados en la solución de las diferentes modelos, como resultados del análisis de la convergencia se establecieron los siguientes tamaños para cada elemento: Un tamaño de elementos de 0,3 mm para la geometría del hueso trabecular, 0,25 mm hueso cortical, 0,25 mm implantes, 0,25 mm para pilar y tornillo, por último, un tamaño 0,3 mm para la barra; los tamaños de elementos se aplican a todos los modelos definidos y quedan representados como se ve en la Figura 7.

Para el enmallado de los componentes del ensamble se implementaron elementos solidos tetraédricos de 10 nodos, al aplicar estas condiciones en el enmallados de los ensambles se generan una cantidad de elementos y nodos por piezas para los ensambles, los resultados se observan en la Tabla 3.

Tabla 3

Número de elementos y de nodos por pieza del ensamble.

Pieza	No elementos	No Nodos
a	346648	556945
b	120454	192640
c	168700	263302

d	517021	894716
e	546930	846698

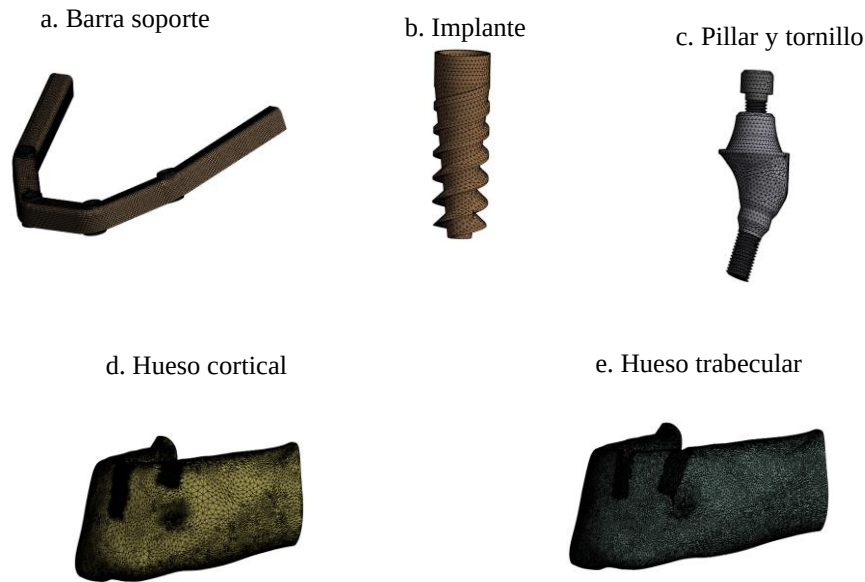


Figura 7. Discretización modelos 3D, a. Enmallado barra con 346648 elementos, b. Enmallado Implante con 31412 elementos, c. Enmallado Pilar y tornillo con 44171 elementos, d. Enmallado hueso cortical con 517021 elementos, e. Enmallado hueso trabecular con 546930 elementos.

2.5. Modelo de carga

La mandíbula como componente móvil del sistema estomatognático se encarga de transportar las fuerzas producidas por los músculos (Fuerzas masticatorias) hacia las superficies de contacto de los elementos que conforman la dentadura (Fuerzas oclusales), estas fuerzas se aplican en la zona anterior (Inter caninos), y la zona posterior (Premolares y molares). En el proceso de masticación se producen las más altas condiciones de fuerza al realizar movimientos verticales en la mandíbula (apertura y cierre), por otro lado, las fuerzas creadas en el movimiento horizontal (derecha - izquierda), y movimientos trasversales (atrás – adelante), son considerados de baja aplicación de fuerzas [18].

La parte anterior de la mandíbula (zona que abarca los molares más distales hasta los premolares) es la zona donde se generan las fuerzas oclusales de mayor intensidad de acuerdo a diferentes estudios[18],[19],[20], no obstante, en el proceso de masticación la zona anterior (zona que comprende los incisivos y caninos), presenta fuerzas con menor magnitud pero al estar ubicada en la parte más delgada del hueso que comprende la mandíbula, los esfuerzos en esta zona actúan con una intensidad considerable.

Para el estudio se estableció una condición de carga I en el cual se simula condiciones normales de masticación, se aplica una fuerza distribuida en dirección perpendicular a la superficie de contacto (corona dental), dicha fuerza se distribuye en la parte izquierda de la mandíbula cubriendo desde la zona posterior hasta la anterior, ($F_0 = 63$ N Primer molar izquierdo, F_1 y $F_2 = 50$ N en premolares izquierdos, F_3 , F_4 y $F_5 = 24$ N en canino e incisivos izquierdos) [14] (Figura 8a).

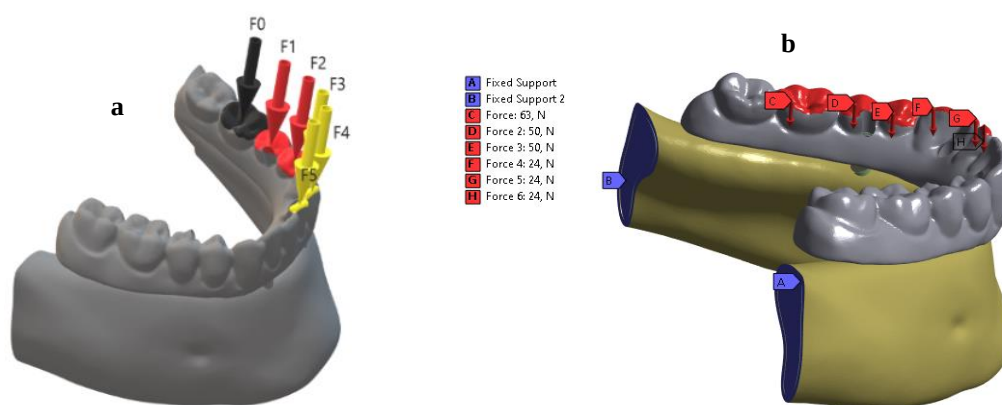


Figura 8. Modelos de cargas, a. Fuerzas distribuidas zona anterior y posterior, Fuerza de 24 N en cada incisivo y canino, 50 N En cada premolar y 63 N en el primer molar, b. Definición modelo de cargas en software ANSYS.

3. Resultados

Para la determinación del comportamiento biomecánico de la UDA, se establecieron los esfuerzos y deformaciones de cada uno de los tejidos y componentes involucrados para cada modelo seleccionado.

Tabla 4 presentan los resultados de esfuerzos VM máximos por elementos y tejidos óseos, los modelos aplicando la condición de carga I, los resultados se seleccionaron de hacer un análisis de esfuerzos VM (Von Mises).

Tabla 4

Resultados esfuerzos VM máximos con condición de carga I

Resultados esfuerzos máximos modelo de barra r, fuerza I					
Modelo	H-C Esfuerzo Máx. (MPa)	H-T Esfuerzo Máx. (MPa)	Implantes Esfuerzo Máx. (MPa)	Pilar Esfuerzo Máx. (MPa)	Barra Esfuerzo Máx. (MPa)
a-r	82.87	6.45	364.73	116.37	233.66
b-r	114.62	4.88	362.99	90.34	253.23
Resultados esfuerzos máximos modelo de barra t, fuerza I					
a-t	92.44	6.60	342.80	139.80	342.25
b-t	105.22	4.65	325.33	83.81	370.02
Resultados esfuerzos máximos modelo de barra i, fuerza I					
a-i	94.38	7.72	339.75	122.29	191.61
b-i	116.08	4.95	335.77	83.005	198.46

La distribución de esfuerzos VM en los elementos de fijación (implantes, pilares y barra) presenta mayor concentración en la zona del implante distal del lado donde se aplica la condición de carga (Figura 9), esta zona de los elementos en contacto con el implante inclinado es la que presenta los esfuerzos VM más altos del sistema. En la mayoría de los casos el implante es el que recibe la mayor intensidad de las fuerzas oclusales lo que crea que los esfuerzos sean más altos en este elemento el cual es fundamental para la estabilidad de la prótesis, los esfuerzos VM máximos de estos elementos están en un rango entre los 325 a 365 MPa.

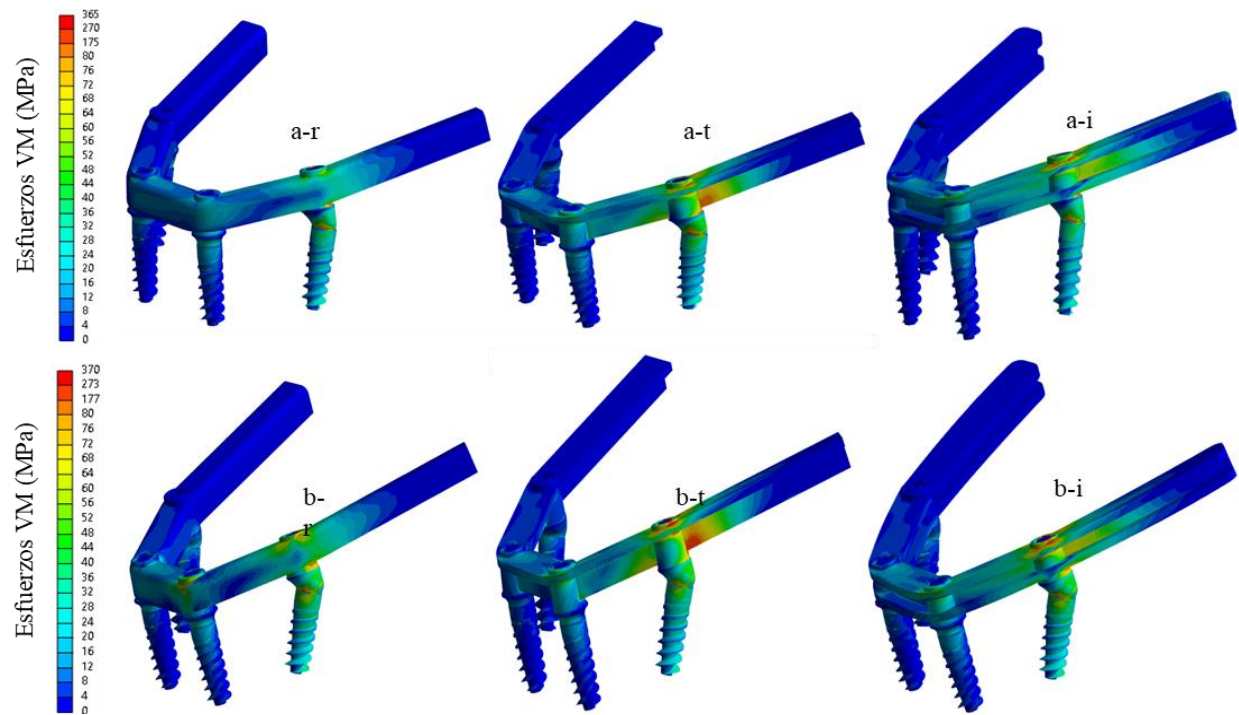


Figura 9. Distribución de esfuerzos VM para la barra, implantes y pilares para todos los modelos analizados al aplicar la condición de carga I

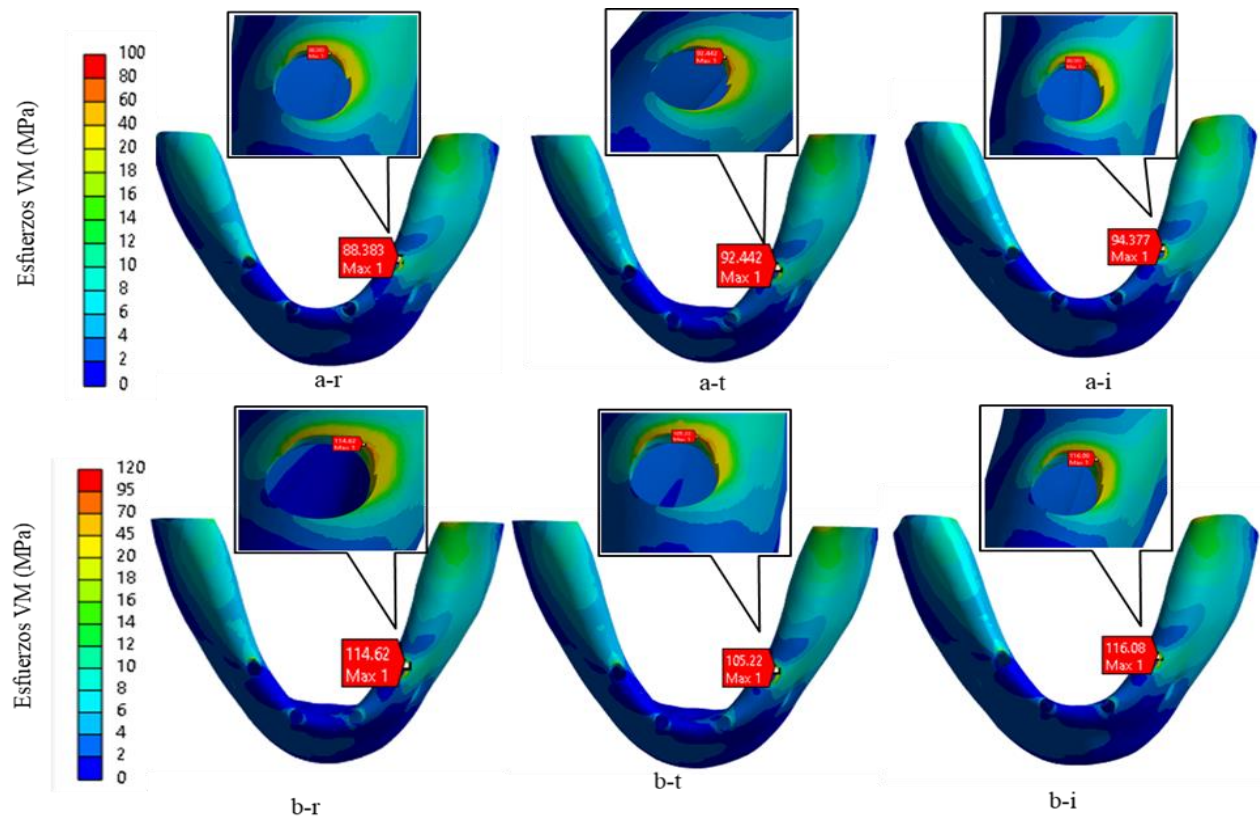


Figura 10. Distribución de esfuerzos VM en el hueso cortical para todos los modelos con condición de carga I.

Los esfuerzos en la barra varían de acuerdo con la inercia de cada geometría definida, los esfuerzos más altos se encuentran en los modelos con menor inercia (perfiles T), estos presentan esfuerzos máximos entre 342 y 370 MPa los cuales están en un rango muy cercano a los esfuerzos de los implantes. Los pilares son los elementos que presentan los esfuerzos VM más bajos entre los elementos de fijación, sus esfuerzos máximos van desde los 90 hasta los 140 MPa.

Para el caso de los tejidos óseos, los esfuerzos VM máximos al igual que con los elementos de fijación, se centran en la zona del agujero para el implante distal, alcanzando su valor máximo en el modelo a-i (116 MPa) y esfuerzos mínimos de 88 MPa en el modelo a-r, los esfuerzos se distribuyen principalmente en la zona de la cresta alveolar como se muestra en la Figura 10.

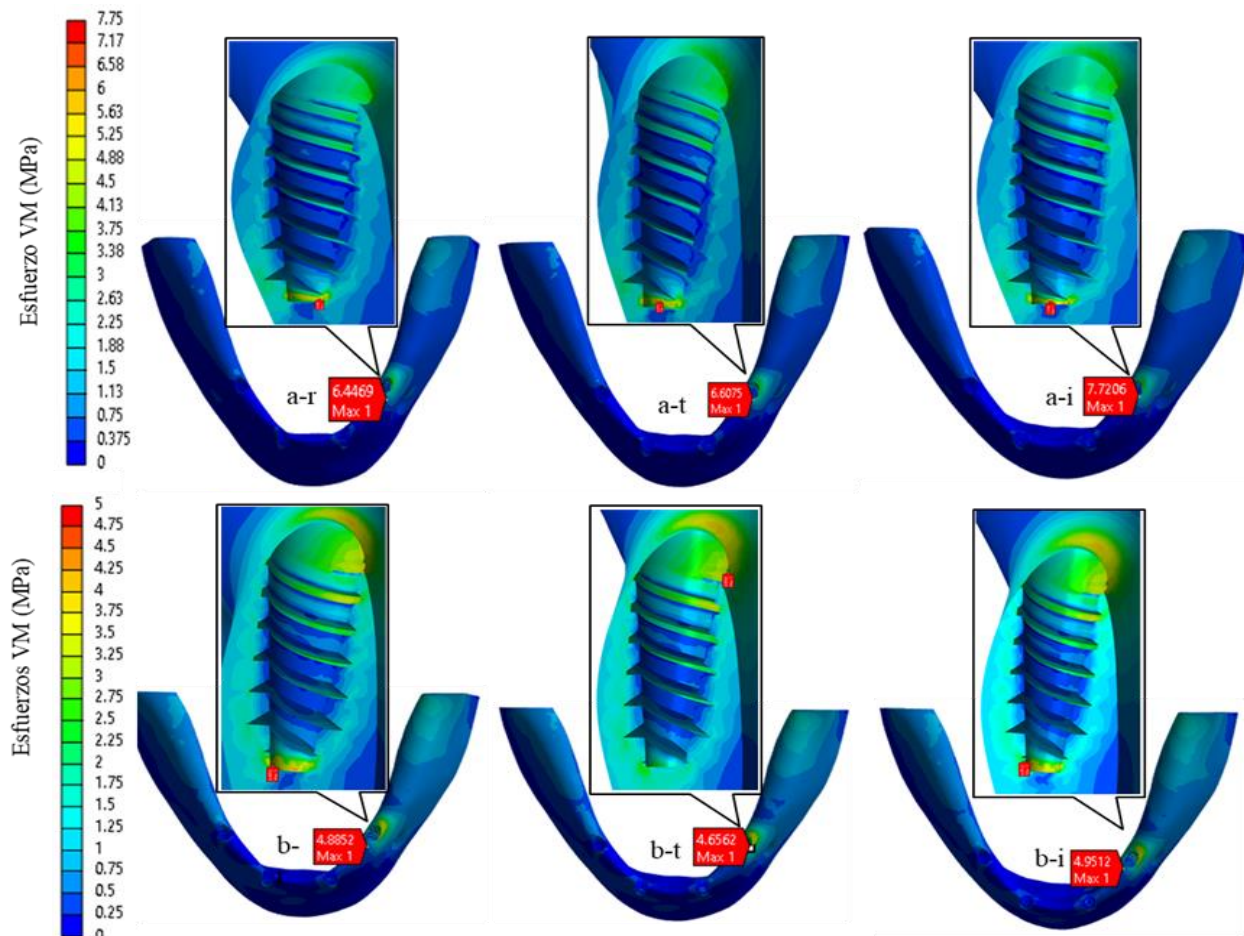


Figura 11. Distribución de esfuerzos VM en el hueso trabecular para todos los modelos analizados al aplicar condiciones de carga I.

Los esfuerzos VM en el tejido trabecular presentan los más bajos de todos los componentes estando en el rango de 4.6 a 7.7 MPa, estos esfuerzos varían dependiendo la inclinación de los implantes, en casos con inclinación a 30 grados los esfuerzos máximos se distribuyen en la zona baja y en el reborde de la perforación para el implante de la zona crítica el modelo con el mejor comportamiento es el modelo b-t con esfuerzos de 4.6 (Figura 11), para el caso de los modelos con inclinación a 17 grados los esfuerzos VM máximos se centran en la zona baja de la perforación y el modelo con el esfuerzo VM más bajo es el modelo a-r el cual presenta un esfuerzo VM máximo de 6.44 MPa (Figura 11).

4. Discusión

El uso de la simulación computacional permite visualizar el comportamiento biomecánico de diferentes modelos, en este estudio se evalúan los esfuerzos en modelos donde se varían la inclinación y posición de los implantes distales y la geometría de la barra,

con lo cual se realizan comparaciones y se definen variables funcionales para implementarse en el diseño de una prótesis híbrida, al seleccionar un modelo funcional se reducen los riesgos de fallas por fuerzas oclusales y prolongar la vida útil de la estructura de la prótesis.

Al analizar los modelos de acuerdo con la inercia de la barra, se observa que los modelos a-i y el b-i los cuales tienen una geometría transversal con forma de perfil S, presenta los esfuerzos VM más bajos al ser comparados con los demás modelos. En los casos de estudio, al presentar variaciones en las áreas entre los modelos, los esfuerzos máximos se concentran en los modelos con menor inercia (modelos a-t y b-t, Figura 9), este comportamiento es similar al mostrado en el estudio de G. de la Rosa Castolo [14] en el que emplean geometrías circulares con variaciones en los diámetros. Estos resultados validan la primera hipótesis planteada, donde se propone que al implementar una geometría con inercias más altas se logra reducir los esfuerzos sobre la barra y por ende las deflexiones, dado que hay menor deformación como resultado de los esfuerzos.

Al comprar las distribuciones de esfuerzos entre los elementos de fijación, los esfuerzos de la barra presenta una mayor distribución de esfuerzos a lo largo de todo el elemento (Figura 9), centrándose principalmente en la zona crítica del diseño (zona del implante posterior izquierdo), por otro lado, los implantes y pilares aunque no muestran una gran distribución de esfuerzos a lo largo del elemento, presentan zonas específicas con concentradores de esfuerzos, los cuales se dan principalmente en la zona de contacto que existe entre los dos elementos (implante-pilar) y entre el pilar y la barra, al analizar el comportamiento de los implantes en los estudios realizados por Aaron, [10] Topkaya, [8] y de la Rosa, [14] se logra establecer un comportamiento con esfuerzos elevados en la cresta del implante, siendo en diferentes casos la cara superior en contacto con el pilar, al comparar los resultados obtenidos con los encontrados en la literatura se establece que el implante presenta un comportamiento típico de los implantes empleados para presis híbridas.

En el estudio de la Rosa [14] el comportamiento en los implantes muestra mayor concentración de esfuerzos es la superficie de la cara superior del implante la cual está en contacto con el pilar, en esta zona alcanza esfuerzos VM máximos de 375 MPa; en los resultados de este estudio los esfuerzos VM máximos en todos los modelos no superan los 365 MPa (Tabla 4); al analizar la distribución y el rango de esfuerzos se deduce que los implantes están funcionando de manera adecuada dado que presentan un comportamiento típico y el material no va a fallar debido que los esfuerzos VM máximos no superan los esfuerzo de fluencia del material.

El tejido cortical o de hueso compacto, recibe gran parte de las fuerzas oclusales dado que es el primer tejido óseo en contacto con los implantes y pilares angulados, al visualizar el comportamiento de los esfuerzos VM en el hueso cortical en todos los modelos, se puede observar que existe una propagación de esfuerzos con similitudes entre ambas configuraciones(Figura 9), tenido esfuerzos VM más altos en los modelos con inclinación de 30 grados (Figura 12),esta diferencia se da debido al mayor contacto existente entre los elementos de fijación con el tejido cortical. Al analizar el comportamiento de los esfuerzos (Figura 10) se observa que para todos los modelos las condiciones críticas se dan en el reborde del agujero para el implante inclinado de

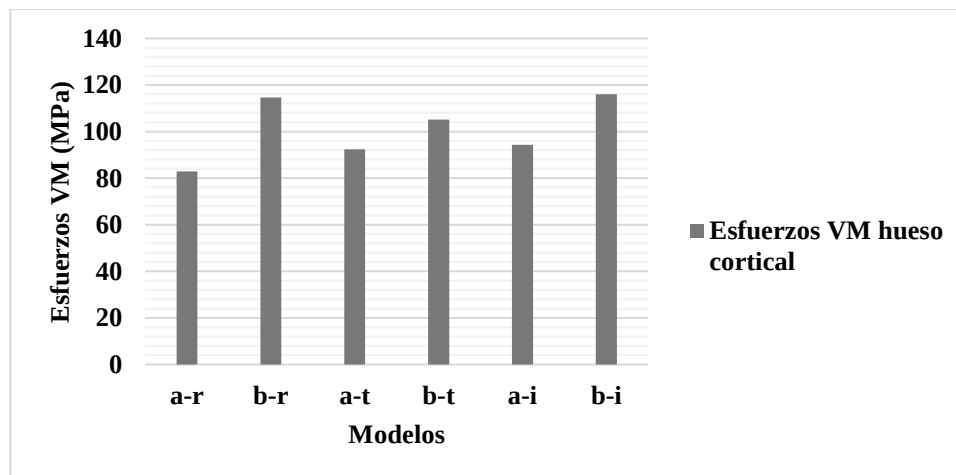


Figura 12. Comparativa esfuerzos VM máximos HC condición de fuerza I

la izquierda, siendo esto una distribución de esfuerzos similar a los encontrados en los estudios de Aaron, [10] Barao, [11] Topkaya, [8] y Liu.

El tejido trabecular junto con el tejido cortical, se encargan de proporcionar estabilidad a la estructura soporte de la prótesis, Sin embargo, a diferencia del tejido compacto, el tejido trabecular tiene una resistencia inferior, lo que provoca que gran parte de las fallas ocurran en las zonas de contacto con los implantes [11]. Debido a esta baja resistencia, se busca reducir la concentración de esfuerzos en el tejido. Al comparar los esfuerzos VM máximos, los modelos con una distribución de implantes a 30° (posición b) presentan una menor concentración de dichos esfuerzos, ya que gran parte de las resultantes de las fuerzas oclusales las está soportando el tejido cortical. Por otro lado, los modelos con inclinaciones de 17° exhiben esfuerzos más elevados en el tejido trabecular. Al comparar estos resultados con los obtenidos al aplicar una distribución de implantes rectos, como muestra V. Barao [11] en su estudio, se puede entender que a medida que las inclinaciones son menores, la relación de esfuerzos aumenta en el tejido trabecular.

Al analizar la distribución de esfuerzos sobre el tejido trabecular en todos los modelos (Figura 11), se observa una diferencia en cómo se concentran los esfuerzos según la distribución propuesta de los implantes, al analizar el comportamiento de los nodos en las zonas críticas y a lo largo de las perforaciones, se logra comprender de mejor forma el comportamiento de los esfuerzos, se seleccionaron nodos de la superficie de contacto del tejido trabecular con el implante inclinado, tomando como principales las zonas críticas las cuales son el borde superior e inferior de la perforación, en la Figura 13 se puede visualizar los nodos tomados para todos los modelos.

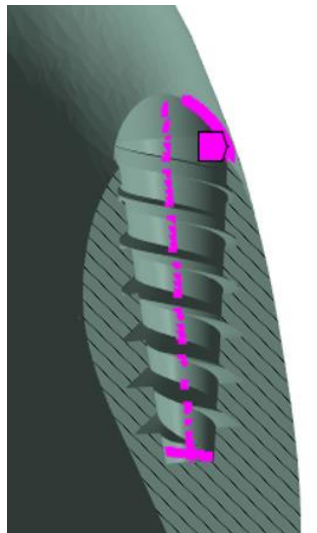


Figura 13. Selección de nodos críticos sobre tejido trabecular

Para las distribuciones de 17 grados los esfuerzos VM máximos en el tejido trabecular se dan en principalmente en dos zonas (Reborde superior e inferior), todos los modelos con la inclinación de 17 presentan un comportamiento similar en el que se generan concentradores de esfuerzos en las zonas críticas, dichos esfuerzos VM son superiores al esfuerzo del material, para el resto de las zonas de las perforaciones para los implantes, los modelos con distribución a 17 grados presenta un comportamiento más uniforme y estable con esfuerzos dentro del rango del esfuerzo de fluencia del material (Figura 14).

Los modelos con implantes a 30 grados a diferencia de los de 17 presentan esfuerzos con un comportamiento más uniforme a lo largo de las perforaciones para el implante inclinado tal como se muestra en la Figura 15, estando dentro del rango del esfuerzo de fluencia para el tejido trabecular, al igual que las distribuciones a 17 grados los esfuerzos máximos se dan en el borde superior y la zona inferior del agujero, al comparar el comportamiento del tejido trabecular del modelo b-t (modelos que presenta los esfuerzos más bajos), con el modelo a-t con el que comparten la misma geometría para la barra (Figura 16), se logra visualizar como el comportamiento de los modelos con implantes a 30 grados presentan una mejor distribución, al tener en cuenta este comportamiento de los esfuerzos, se selecciona el modelo con una barra con perfil T y distribución a 30 grados (modelo b-t), el cual presenta los esfuerzos más bajos en el elemento crítico del ensamble (tejido trabecular) para la prótesis implanto soportada.

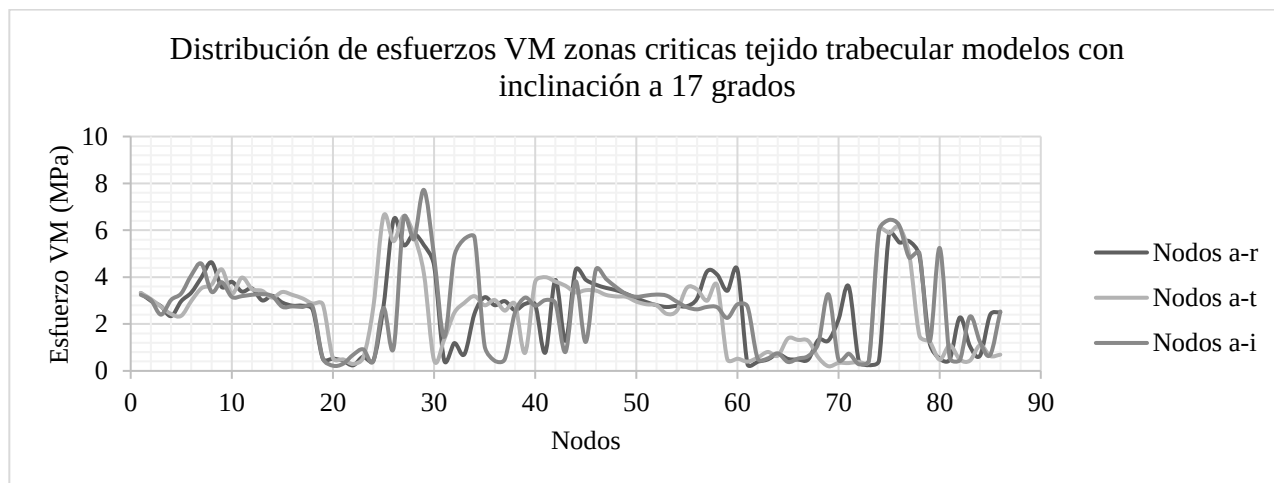


Figura 14. Esfuerzos VM en los nodos de las zonas críticas del tejido trabecular para los modelos a-r, a-t y a-i.

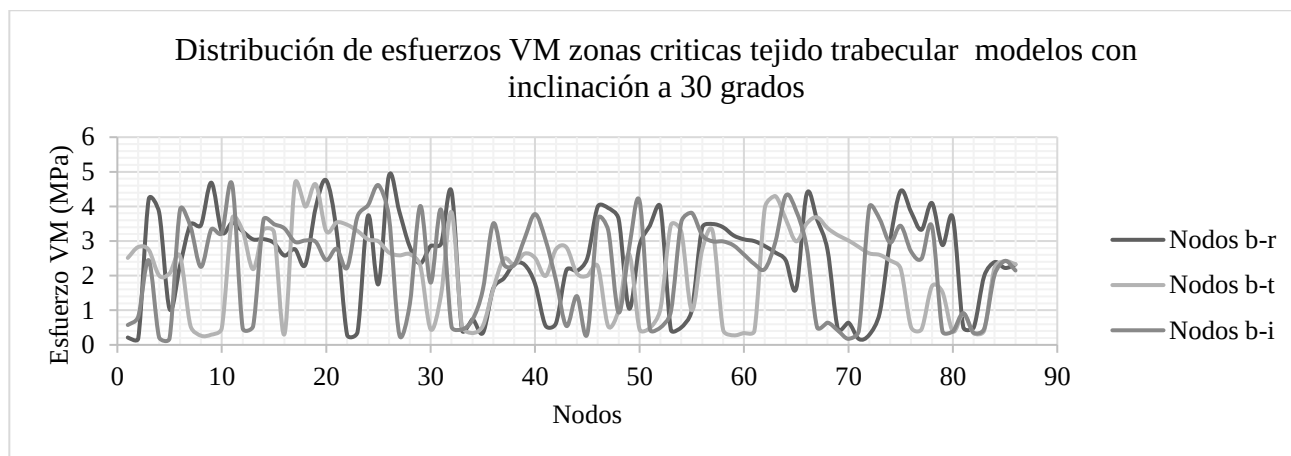


Figura 15 Esfuerzos VM en los nodos de las zonas críticas del tejido trabecular para los modelos b-r, b-t y b-i

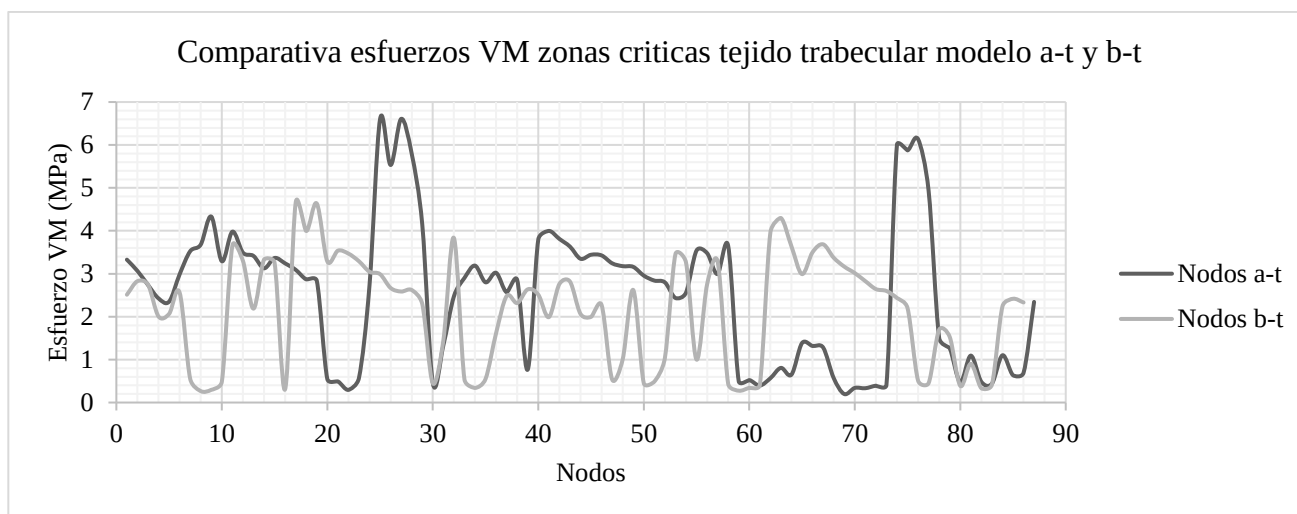


Figura 16 Comparativa de esfuerzos VM en las zonas críticas de los modelos a-t y b-t.

5. Conclusiones

Con base a los resultados obtenidos se puede concluir lo siguiente.

La geometría de la barra tiene un impacto significativo en la distribución de los esfuerzos en los elementos de fijación. Los diseños con mayor inercia exhiben menores esfuerzos en la barra, lo que resulta en reducción de las deflexiones, sin embargo, las tres geometrías propuestas son viables para su implementación en prótesis híbridas.

La distribución e inclinación de los implantes son variables que afectan la forma en que se distribuyen los esfuerzos en el hueso. Al aumentar la inclinación, los esfuerzos se incrementan en el tejido cortical y se reducen en el tejido trabecular, siendo este tejido trabecular el más propenso a sufrir fallas mecánicas debido a su baja resistencia.

Para la condición de carga definida, los modelos con implantes inclinados a 30 grados presentan esfuerzos VM inferiores a los esfuerzos de fluencia de todos los elementos y por lo consiguiente se definen como la mejor alternativa para la rehabilitación.

El diseño de barra con forma de perfil T es el mejor modelo dado que el modelo b-t presenta la mejor distribución de esfuerzos en el tejido trabecular el cual es el más propenso a fallar.

Referencias

- [1] A. Basunbul, G. Goktug, and S. Morgano, "Modification of denture teeth for improved occlusal stability of a maxillary removable complete denture opposed by a mandibular implant-supported fixed complete denture: A clinical report," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 125, no. 1, pp. 22.e1-22.e6, 2021, doi: 10.1016/j.prosdent.2020.08.019.
- [2] K. Chochlidakis *et al.*, "Survival rates and prosthetic complications of implant fixed complete dental prostheses: An up to 5-year retrospective study," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 124, no. 5, pp. 539–546, 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.11.022.
- [3] M. Dierens, B. Collaert, E. Deschepper, H. Browaeys, B. Klinge, and H. De Bruyn, "Patient-centered outcome of immediately loaded implants in the rehabilitation of fully edentulous jaws," *Clin Oral Implants Res*, vol. 20, no. 10, pp. 1070–1077, 2009, doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01741.x.
- [4] B. Yilmaz, M. Schimmel, and E. McGlumphy, "Rescue of an implant-supported fixed complete prosthesis after the failure of an implant: A dental technique," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 123, no. 3, pp. 398–402, 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.03.018.
- [5] E. E. Daou, "Stud attachments for the mandibular implant-retained overdentures: Prosthetic complications. A literature review," *Saudi Dental Journal*, vol. 25, no. 2, pp. 53–60, 2013, doi: 10.1016/j.sdentj.2012.12.003.
- [6] S. Arat Bilhan, C. Baykasoglu, H. Bilhan, O. Kutay, and A. Mugan, "Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: A computed tomography-based 3D finite element analysis," *J Biomech*, vol. 48, no. 1, pp. 130–137, 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.022.
- [7] J. Zhong *et al.*, "Effect of different implant configurations on biomechanical behavior of full-arch implant-supported mandibular monolithic zirconia fixed prostheses," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 102, no. October 2019, p. 103490, 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103490.
- [8] T. Topkaya and M. Y. Solmaz, "The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis," *J Biomech*, vol. 48, no. 10, pp. 2102–2109, 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.03.006.
- [9] P. Oyar, R. Durkan, and G. Deste, "The effect of the design of a mandibular implant-supported zirconia prosthesis on stress distribution," *Journal of Prosthetic Dentistry*, pp. 1–11, 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2020.05.027.

- [10] A. Wu, J. Hsu, L. Fuh, and H. Huang, "Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis," *Journal of the Formosan Medical Association*, vol. 119, no. 10, pp. 1514–1523, 2020, doi: 10.1016/j.jfma.2019.12.001.
- [11] V. Barão, J. Delben, J. Lima, T. Cabral, and W. G. Assunção, "Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible - A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis," *J Biomech*, vol. 46, no. 7, pp. 1312–1320, 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.008.
- [12] F. Azcarate-Velázquez *et al.*, "Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis," *J Dent*, vol. 88, no. June, p. 103161, 2019, doi: 10.1016/j.jdent.2019.06.008.
- [13] S. Baron and E. Ahearne, "Fundamental mechanisms of chip formation in orthogonal cutting of medical grade cobalt chromium alloy (ASTM F75)," *CIRP J Manuf Sci Technol*, vol. 23, pp. 54–63, 2018, doi: 10.1016/j.cirpj.2018.09.002.
- [14] G. de la Rosa Castolo, S. V. Guevara Perez, P. J. Arnoux, L. Badih, F. Bonnet, and M. Behr, "Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 121, no. 3, pp. 546.e1-546.e10, 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.023.
- [15] S. Eberle, M. Göttlinger, and P. Augat, "An investigation to determine if a single validated density-elasticity relationship can be used for subject specific finite element analyses of human long bones," *Med Eng Phys*, vol. 35, no. 7, pp. 875–883, 2013, doi: 10.1016/j.medengphys.2012.08.022.
- [16] M. Shishesaz, A. Ahmadzadeh, and A. Baharan, "Finite element study of three different treatment designs of a mandibular three implant-retained overdenture," *Latin American Journal of Solids and Structures*, vol. 13, no. 16, pp. 2826–2844, 2016, doi: 10.1590/1679-78253212.
- [17] J. Caeiro, P. González, and D. Guede, "Biomechanics and bone (& II): trials in different hierarchical levels of bone and alternative tools for the determination of bone strength," *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, vol. 5, no. 2, pp. 99–108, 2013.
- [18] P. Karataban, O. Demirel, and G. Ortug, "An investigation into the total mandibular length and its potential correlation with the intraoral forces," *Translational Research in Anatomy*, vol. 27, 2022, doi: 10.1016/j.tria.2022.100176.
- [19] B. Biswas¹ and S. B. S. Pa, "BIOMECHANICAL ANALYSIS OF NORMAL AND IMPLANTED TOOTH." *International Journal of Engineering and Applied Sciences*, pp. 17–23, 2013.
- [20] D. Curtis, O. Plesh, A. G. Hannam, A. Sharma, and T. A. Curtis, "Modeling of jaw biomechanics in the reconstructive mandibulectomy patient," *The Journal of prosthetic dentistry*, vol. 81, no. 2, pp. 167–173, 1999. doi: 10.1016/S0022-3913(99)70244-1.