



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE  
NUEVO LEÓN  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
MECÁNICA Y ELÉCTRICA**



MATERIA: Laboratorio de Prótesis  
INSTRUCTOR: ING. Isaac Estrada

## *PRÁCTICA 2*

*Artículos: Prótesis transtibial*

Matrícula	Nombre	Carrera
1840279	Andrea Lissete López Barajas	IMTC
1666002	Yocelyne Moya Torres	IMTC
1796406	Pedro Ricardo Mata Juárez	IMTC
1791593	Jahir Alejandro Martínez Hernández	IMTC

**Salón:** 12BMC

**Grupo:** 119

**Hora:** N6

**Periodo:** Agosto-Diciembre 2022

Cd. Universitaria San Nicolas de la Garza, Nuevo León, a 17  
de octubre del 2022

## Introducción

En este documento, se presentan diversos parámetros y puntos a tomar en cuenta para la optimización. Las ecuaciones requeridas a lo largo del proceso se presentan en esta actividad conforme se vaya necesitando su mención.

### I. Actividad 1: Número de Nodos

La optimización del modelo implica un cambio en la cantidad de nodos de la malla realizada en el entorno de simulación de Inventor 2022 para análisis de tensión. En este caso, la optimización supuso un incremento en los nodos, siendo éste de 9,694 nodos.

Nodos antes de la optimización: 25,929  
Elementos antes de la optimización: 13,460

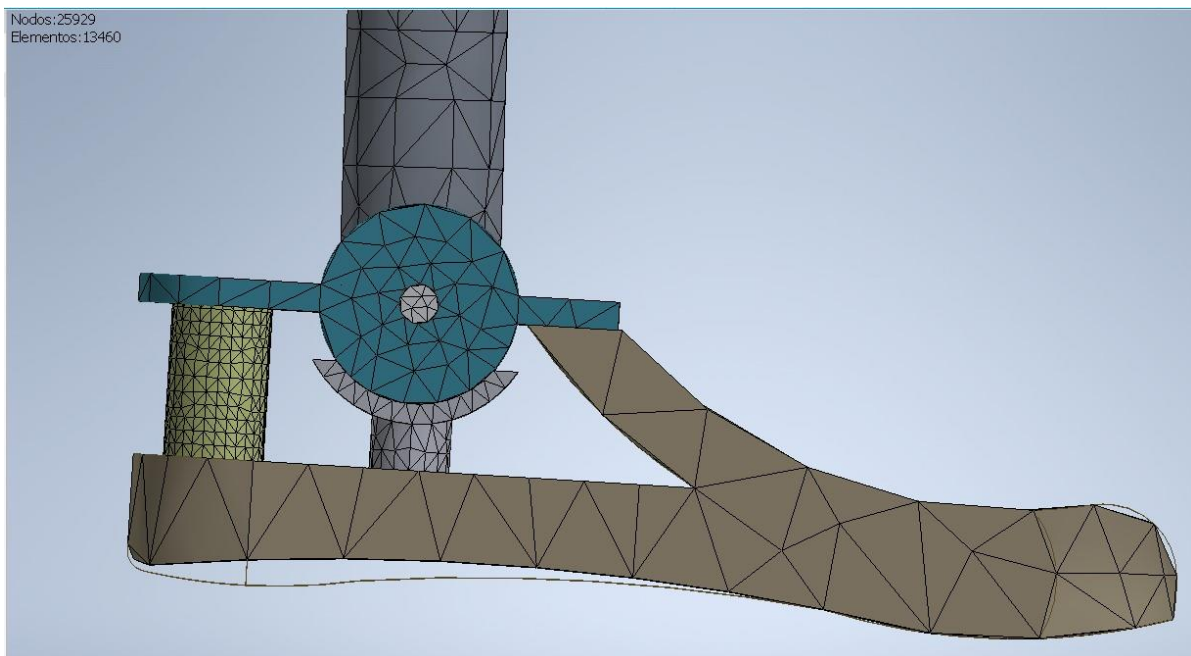


Figura 1. Malla pre-optimización

Nodos después de la optimización: 35,623  
Elementos después de la optimización: 20,347

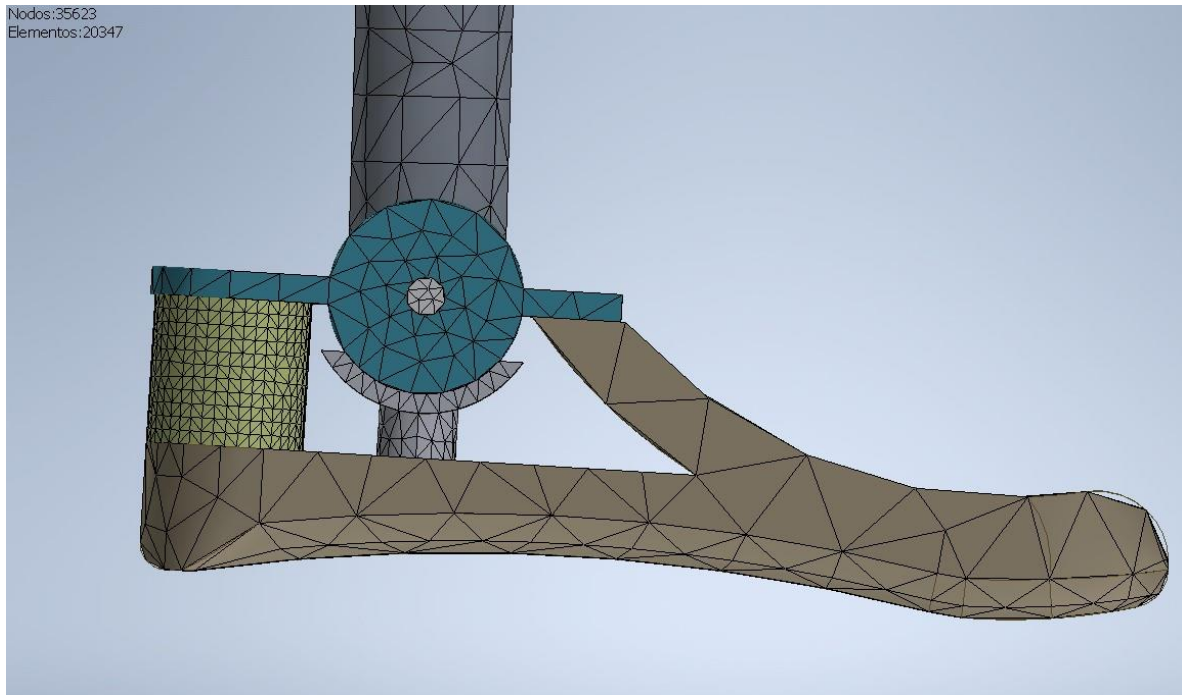


Figura 2. Malla post-optimización

## II. Actividad 2: Condiciones y Restricciones

La mayoría de las restricciones aplicadas en la actividad anterior se aplican en esta. No se tuvo contemplado alterar alguna de estas configuraciones, pero al final se tomó la decisión de bloquear el contacto de la goma trasera con la parte trasera del pivote. Esto en la vida real sería el equivalente a adherir las piezas con pegamento industrial. La razón de este cambio radica en la deformación excesiva observada durante el soporte terminal, después de haber hecho la transición de cargas puntuales a cargas de presión. Contrario a las simulaciones previas, la goma estará bloqueada al pivote durante todas las fases del ciclo de marcha. Sin embargo, se sigue haciendo la consideración de que el contacto entre el pie protésico ESR y el pivote solo existe en el soporte medio y terminal, omitiéndose durante el contacto inicial con el objetivo de no restringir la flexión plantar. El contacto del pivote con su asiento está configurado como deslizante sin separación para permitirle un comportamiento giratorio. El único contacto fijo está en la unión del adaptador piramidal para operar con las reacciones del suelo. Los demás contactos están bloqueados.

## III. Actividad 3: Tipo de Material

Si bien en el mapa conceptual del proceso de optimización se tenía previsto alterar el material del pivote como respuesta a las ya contempladas deformaciones excesivas por el cambio en las cargas, al final pudieron mantenerse los materiales asignados originalmente. El material de la goma de soporte trasero está configurado como caucho de silicona. El resto del diseño puede ser impreso en 3D, pues está configurado como plástico ABS.

#### IV. Actividad 4: Normas Aplicadas al Diseño

El diseño requirió acudir hacia técnicas biomiméticas de morfología para adaptar mejor la forma de la planta del pie protésico ESR para brindarle una mejor área de apoyo efectiva al talón y a la punta, además de agregar un área adicional. El objetivo de esto fue alcanzar los valores en milímetros cuadrados adecuados para cada fase del ciclo de marcha de acuerdo a la Tabla 1, mostrada más adelante en este documento. Asimismo, se imitó mejor el pie humano al agregar un arco plantar más pronunciado y se tuvo en cuenta la relación ángulo-desplazamiento del diseño contra un pie orgánico saludable para determinar el grado de similitud biomecánica y si esto es relevante para la aplicación de interés.

#### V. Metodología de Solución

Para poder brindar los datos y la información de los últimos cuatro apartados, ha sido necesario partir de una de las principales consideraciones usadas a lo largo del desarrollo. En la siguiente figura, se muestran las áreas de apoyo para un pie humano saludable en fases de contacto inicial, soporte intermedio y soporte terminal durante el ciclo de marcha.



Figura 3. Zonas de contacto

De acuerdo con Ruiz (2014), unas buenas estimaciones para el área de contacto de contacto inicial (A1), soporte intermedio (A2) y soporte terminal (A3) de la imagen mostrada anteriormente son:

$$A_{21} = 3200450 \text{ mm}^2$$

A

Para conocer la fuerza de reacción en las 3 = dichas 2285 zonas,  $mm^2$  es importante considerar los datos

representativos de dichas fuerzas en tanto por ciento del peso del cuerpo para distintas fases de la marcha, como se muestra en la siguiente tabla.

	F [% Peso del cuerpo]		
	Contacto talón	Apoyo medio	Despegue dedos
<b>Marcha lenta</b>	95,87	90,06	101,7
<b>Marcha normal</b>	97,85	85,07	102,3
<b>Marcha rápida</b>	113,9	75,95	99,03

Tabla 1. Fuerza de reacción por peso del cuerpo por cada fase.

Esto significa que la fuerza de reacción es porcentual y va en función de la masa del paciente, pero incide de diferente forma cuando apoya sobre los dedos, sobre el talón o sobre ambos. Así, se toma el caso de marcha normal para la columna de despegue de los dedos. Es decir, las tres nuevas variables para el porcentaje en peso (%W) valdrían:

Una expresión para calcular la magnitud de la presión de reacción en MPa es la siguiente:  $P[MPa] = \frac{M}{100 \cdot g} \cdot \%AW$

En donde:

$$P[MPa] = \frac{M}{100 \cdot g} \cdot \%AW$$

$Mg$  es la aceleración de la gravedad,  $\bar{m}$  es la masa del paciente transtibial, es el porcentaje

en peso de soporte terminal,  $g = 9.8170 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-2}$ ,  $\%$ A De acuerdo a los datos

recabados, la presión de reacción en MPa para cada situación  $W$  es el área de contacto

de soporte terminal,  $A_1, A_2, W_1, W_2, W_3$

planteada es:

$$P_1 = \frac{M \cdot g \cdot \%A_1}{W_1}$$

$$P_1 = \frac{(70 \text{ kg}) \cdot (9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}) \cdot (97.85)}{100 \cdot (450 \text{ mm}^2)}$$

$$P_1 = 1.493191 \text{ MPa}$$

$$P_2 = \frac{M \cdot g \cdot \%A_2}{W_2}$$

$$\frac{(70 \text{ kg}) \cdot (9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}) \cdot (85.07)}{100 \cdot (3200 \text{ mm}^2)}$$

$$P2 =$$

$$P2 = 0.182554 \text{ MPa}$$

$$P3 = \frac{M \cdot 100 \cdot g \cdot \frac{1}{s^2} \cdot AW}{3}$$

$$P3 = \frac{(70 \text{ kg}) \cdot (9.81 \frac{m}{s^2}) \cdot (102.3)}{100 \cdot (2285 \text{ mm}^2)}$$

$$P3 = 0.307437 \text{ MPa}$$

Para llevar esto de la teoría al entorno de simulación, ha sido necesario alterar las áreas de apoyo efectivas en la planta para conseguir los valores de A1, A2 y A3. Esto es posible gracias a las herramientas de edición y medición en los modelos de apoyo, tal y como se observa en las siguientes figuras:

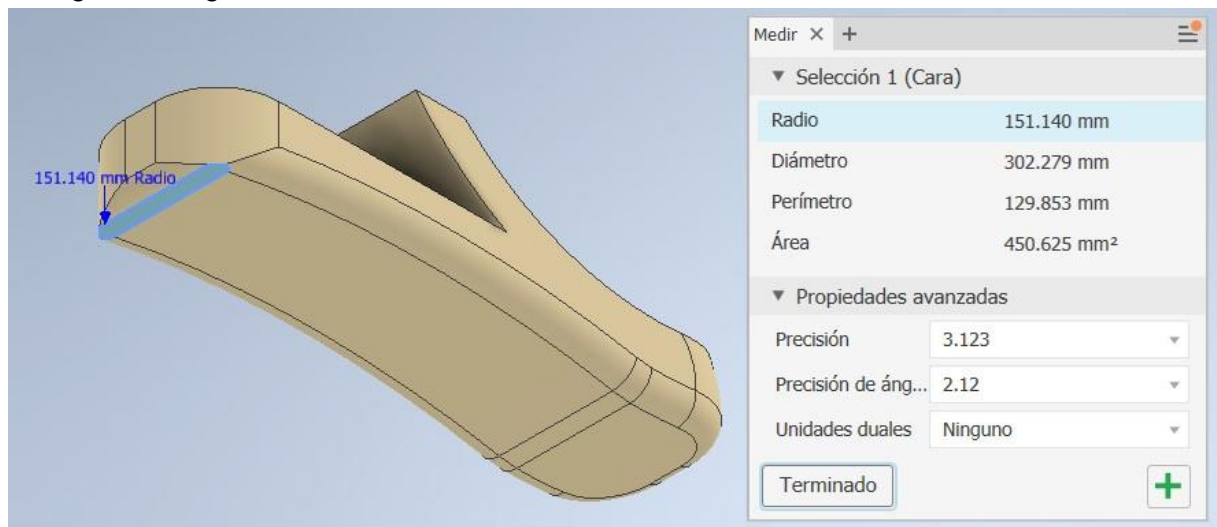


Figura 4. Área de contacto efectiva A1

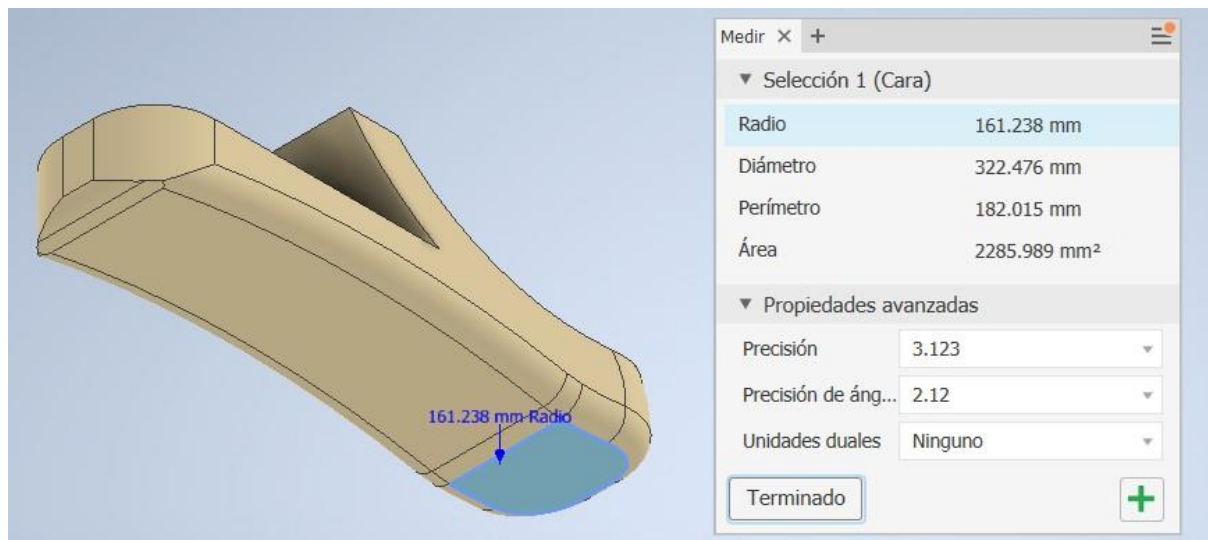


Figura 5. Área de contacto efectiva A3

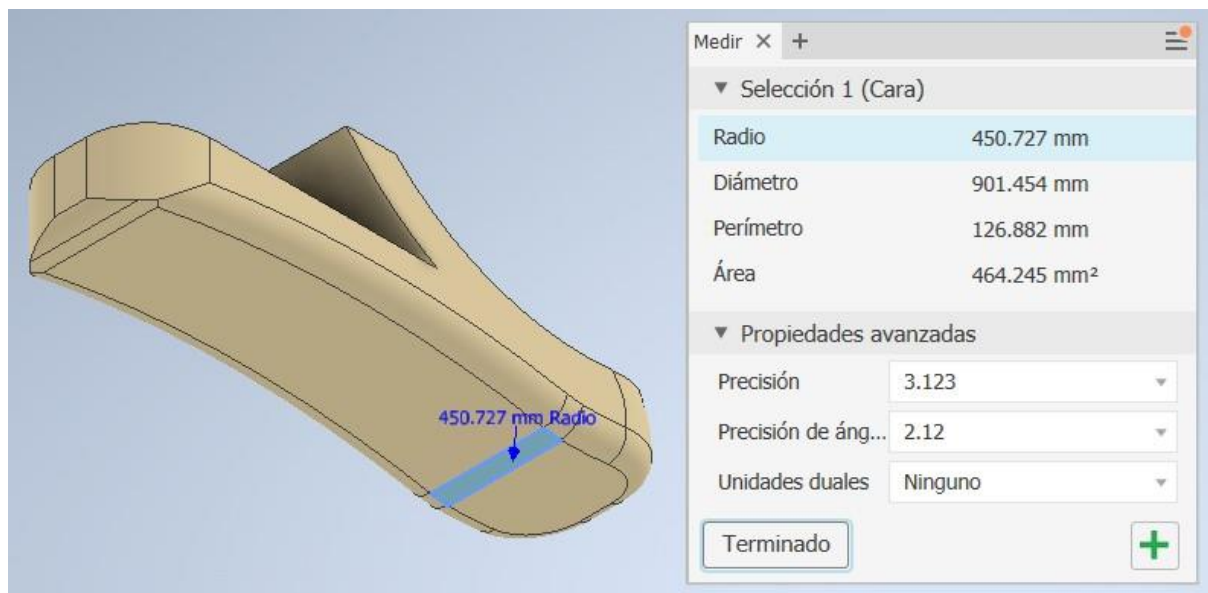


Figura 6. Área de contacto adicional

En la figura 4, el área calculada por el programa arroja un dato de  $450.625 \text{ mm}^2$ , el cual funge como una buena aproximación de A3. Nótese que no se ha adjuntado  $2285.989 \text{ mm}^2$  una aproximación aceptable para A1. En la figura 5, se arroja el dato de , el con la medición aproximada de A2. Esto es porque A2 se consigue al sumar A1, A3 y el área de contacto adicional en la figura 6, dando así un valor aproximado de  $3200^2$ . Las cargas de presión de reacción recién calculadas se aplican entonces a este.  $859 \text{ mm}$  mismo conjunto de superficies. Para evitar momentos resultantes que resulten en deformaciones excesivas, se han redondeado mejor los bordes del pie protésico para reducir la distancia desde la zona de aplicación hasta el pivote de la prótesis transtibial. Se había previsto alterar el grosor del vaciado y del perfil del pie protésico, pero al final solo se alteraron las dimensiones de la



goma, retirando por completo el vaciado y aumentando su diámetro hasta 40 mm. En la siguiente página, se muestra la aplicación de P1 sobre A1, la aplicación de P2 sobre A1, A3 y el área de contacto adicional y la aplicación de P3 sobre A3.

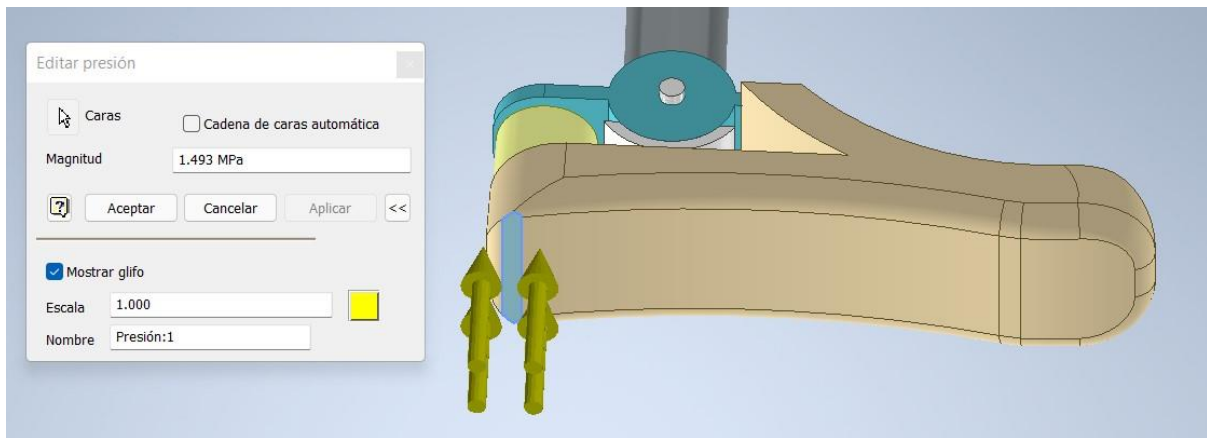


Figura 7. Aplicación de P1

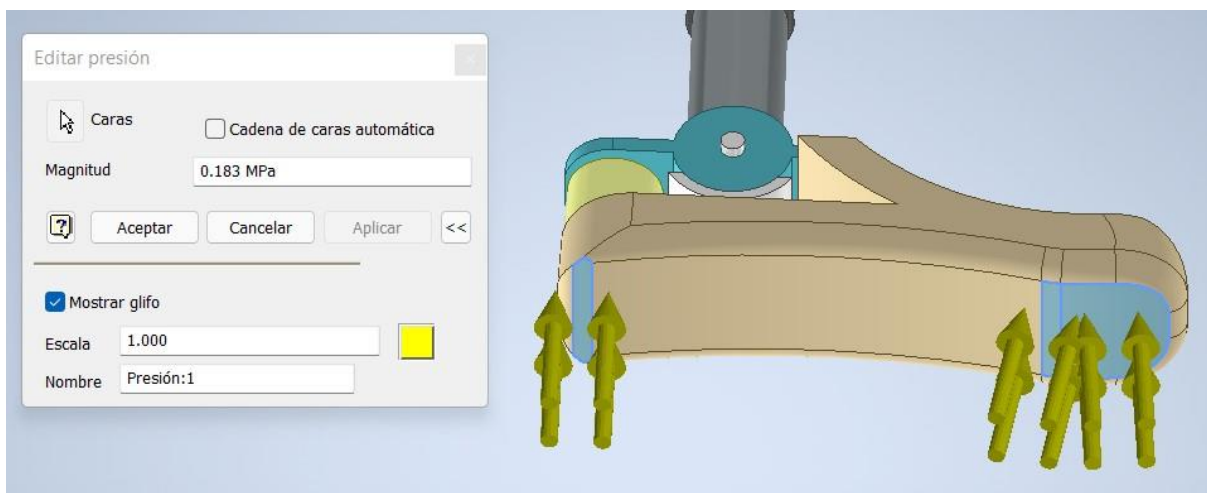


Figura 8. Aplicación de P2

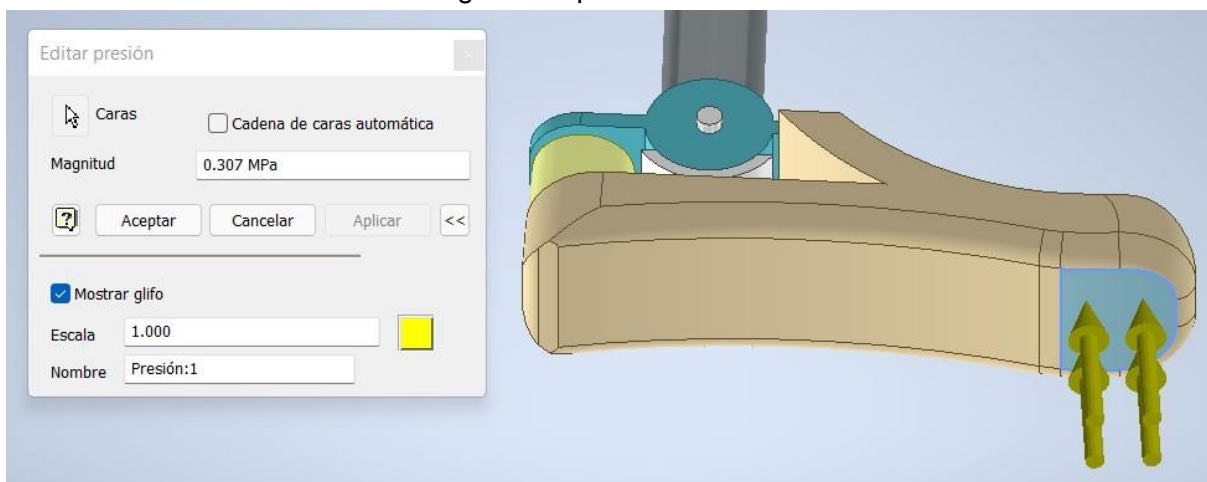


Figura 9. Aplicación de P3

En las siguientes figuras, se exponen los resultados de simulación bajo los parámetros y consideraciones descritas en este documento, divididos en dispersiones de valores de Tensión de Von Mises, Desplazamientos y Coeficientes de seguridad para las fases de contacto inicial, soporte intermedio y soporte terminal del ciclo de marcha normal.

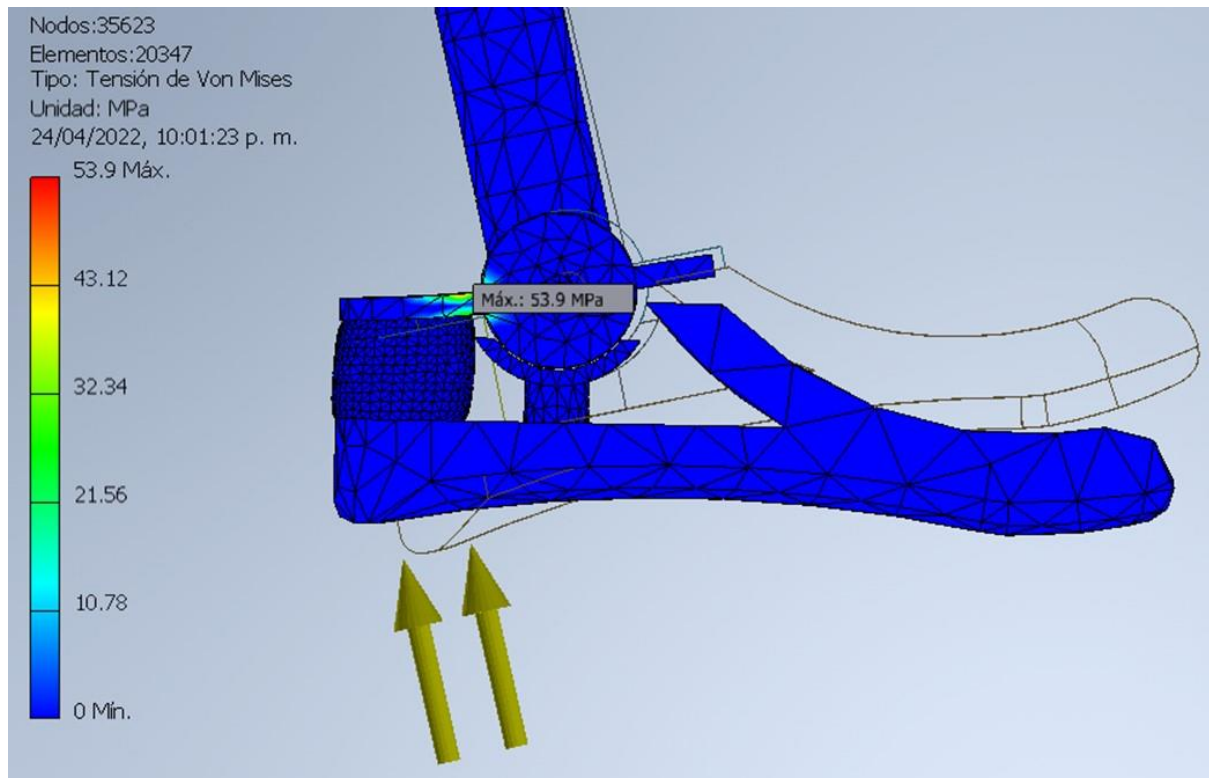


Figura 10. Contacto inicial - Tensión de Von Mises

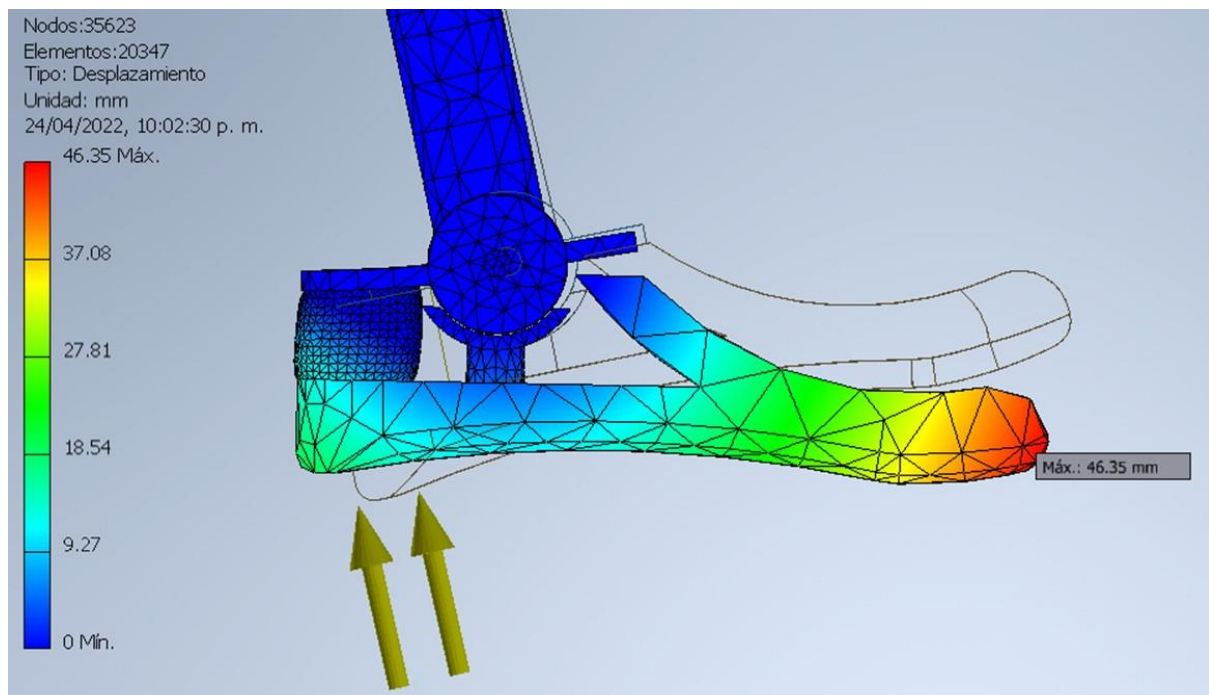


Figura 11. Contacto inicial - Desplazamiento

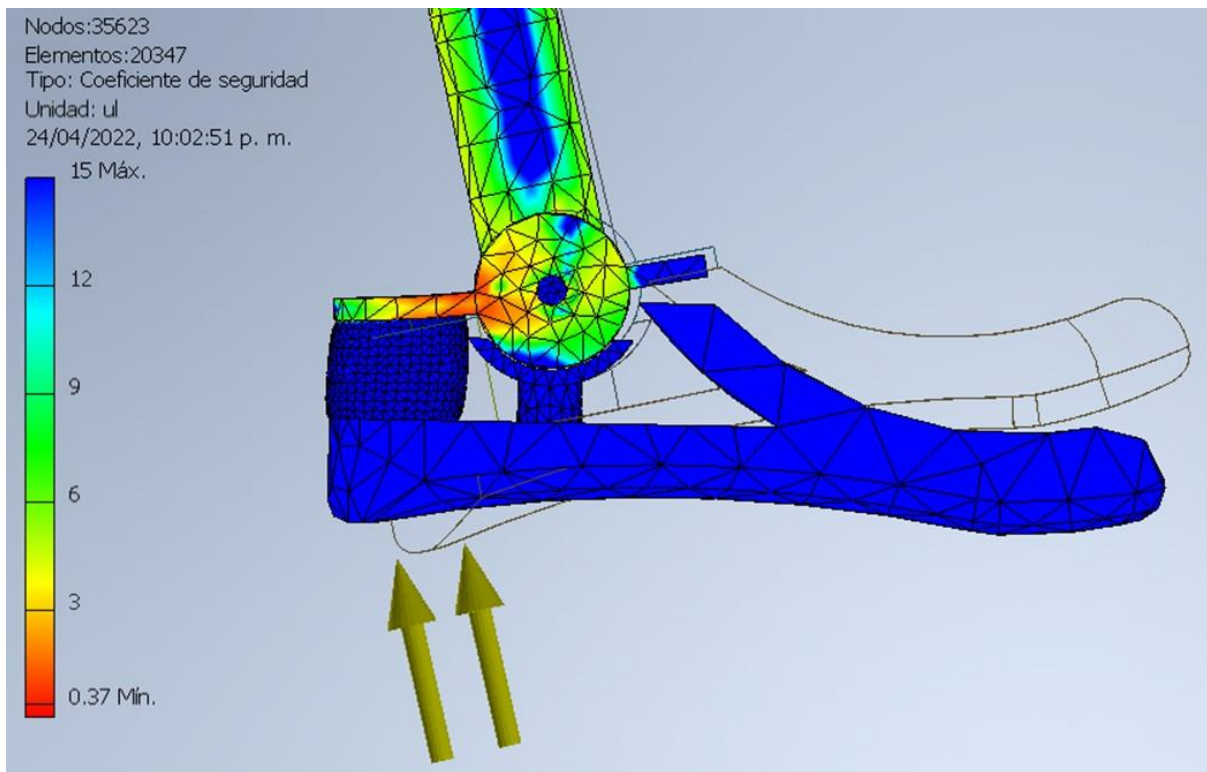


Figura 12. Contacto inicial - Coeficiente de Seguridad

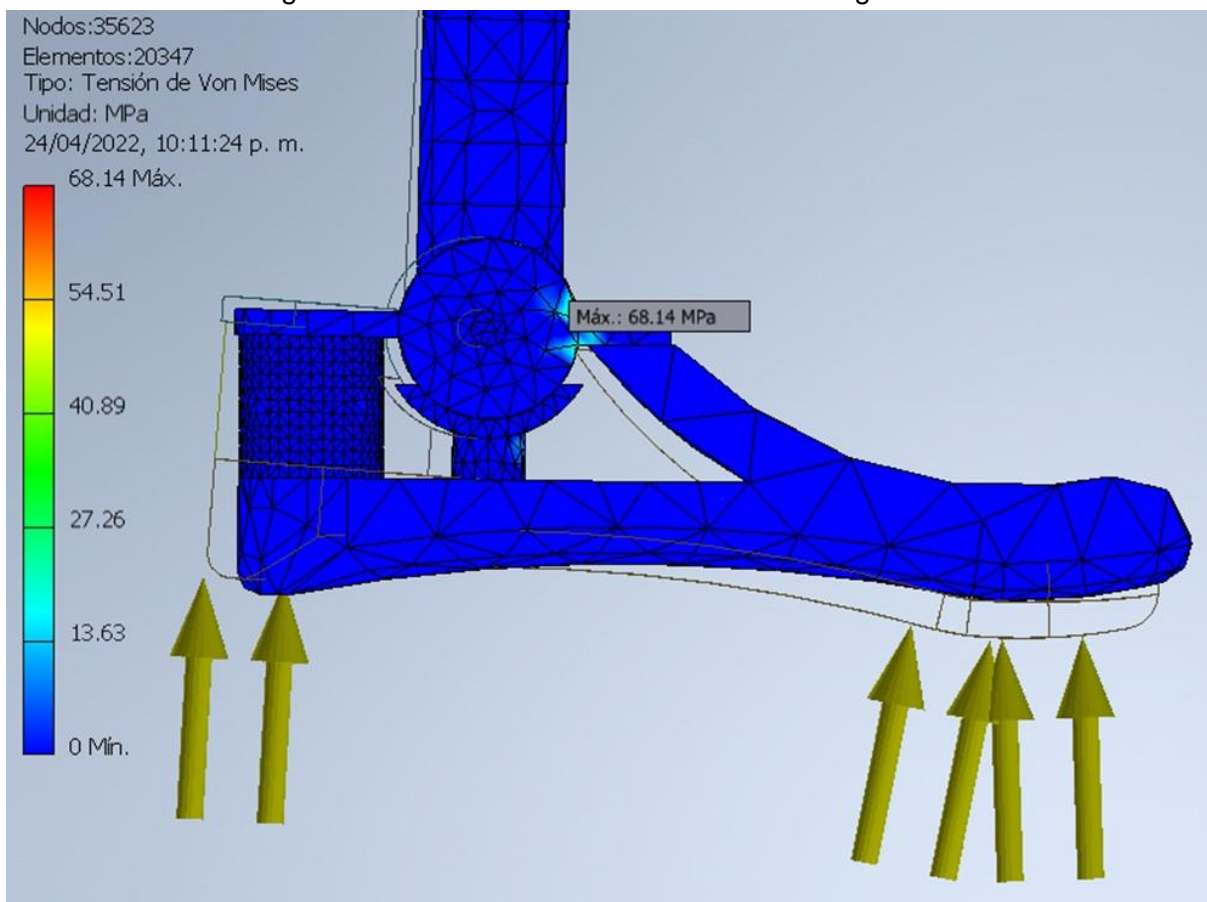


Figura 13. Soporte intermedio - Tensión de Von Mises



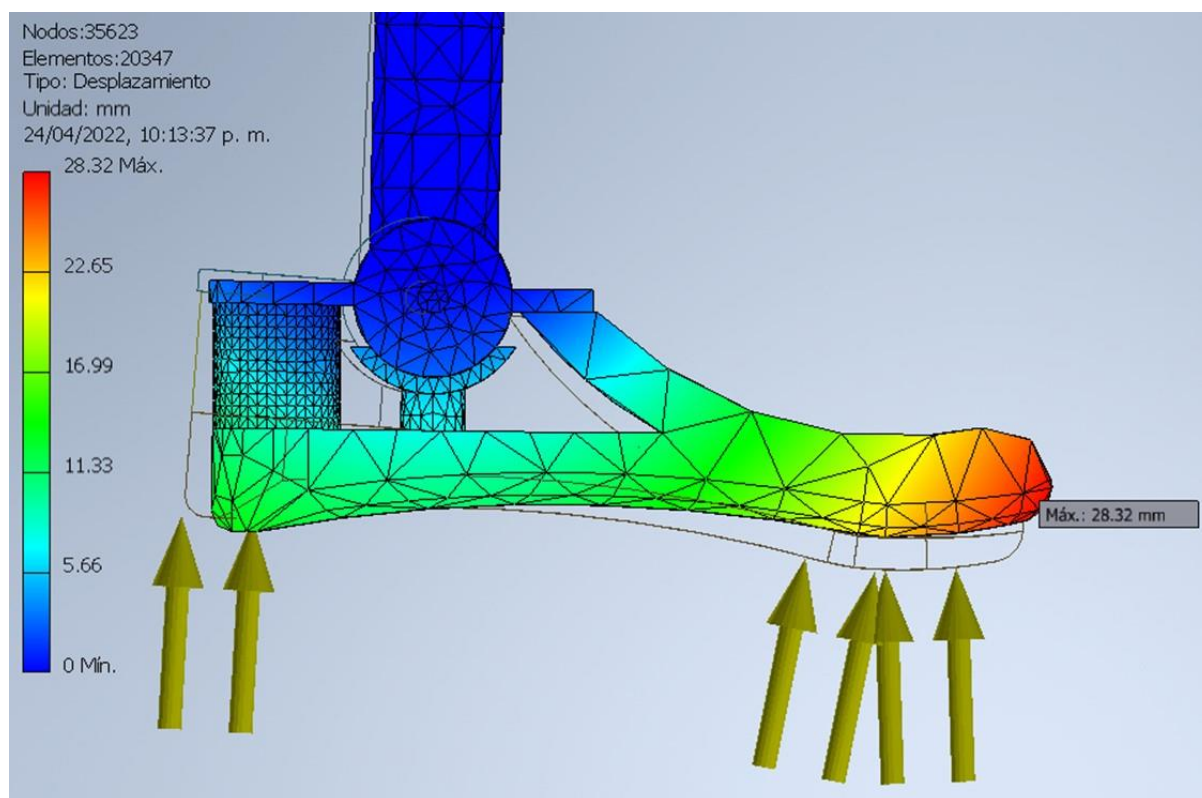


Figura 14. Soporte intermedio - Desplazamiento

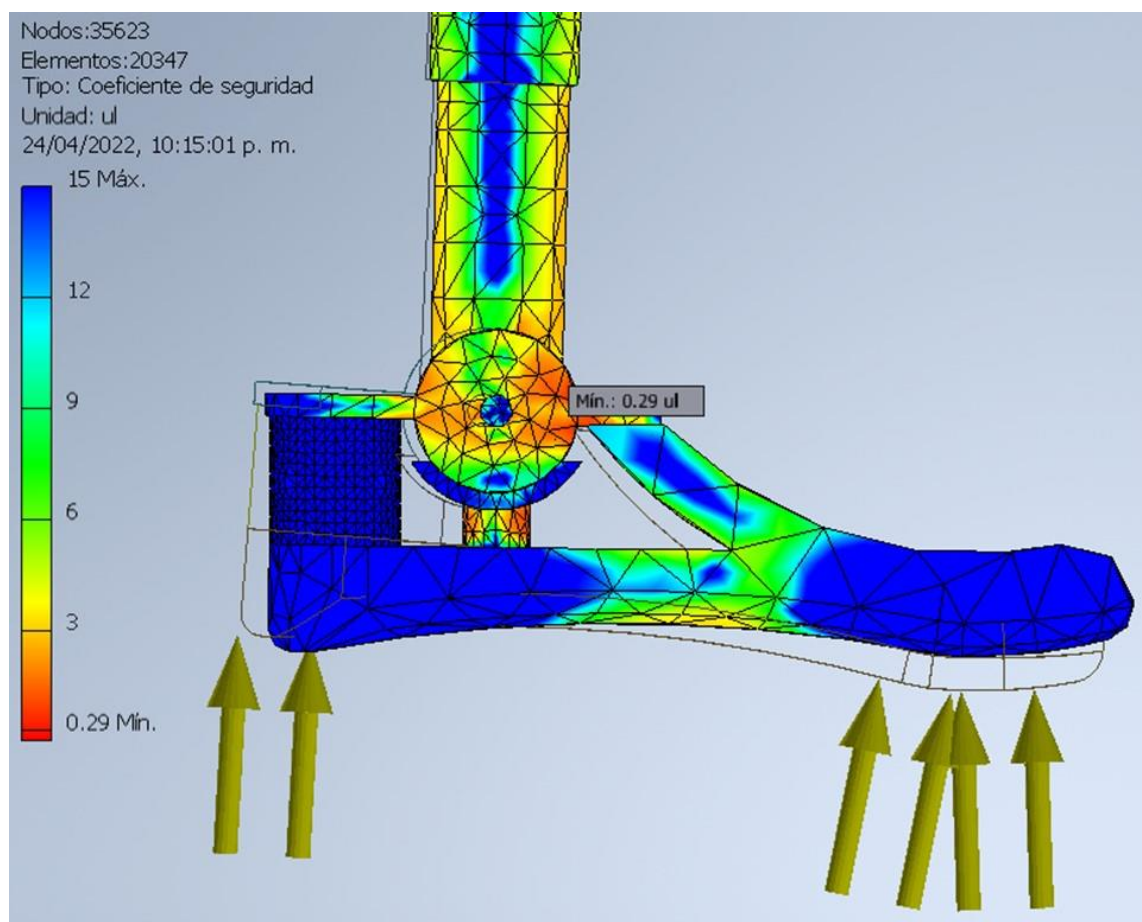


Figura 15. Soporte intermedio - Coeficiente de Seguridad

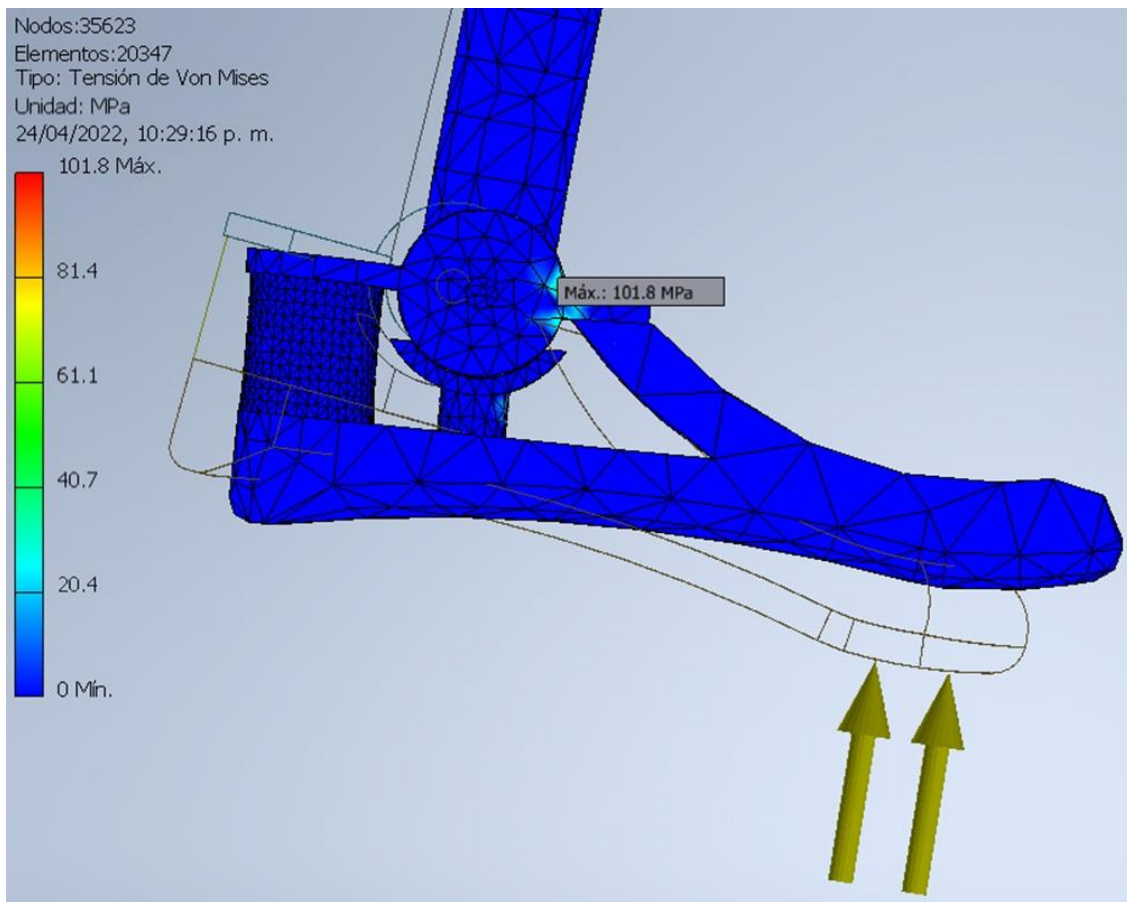


Figura 16. Soporte terminal - Tensión de Von Mises

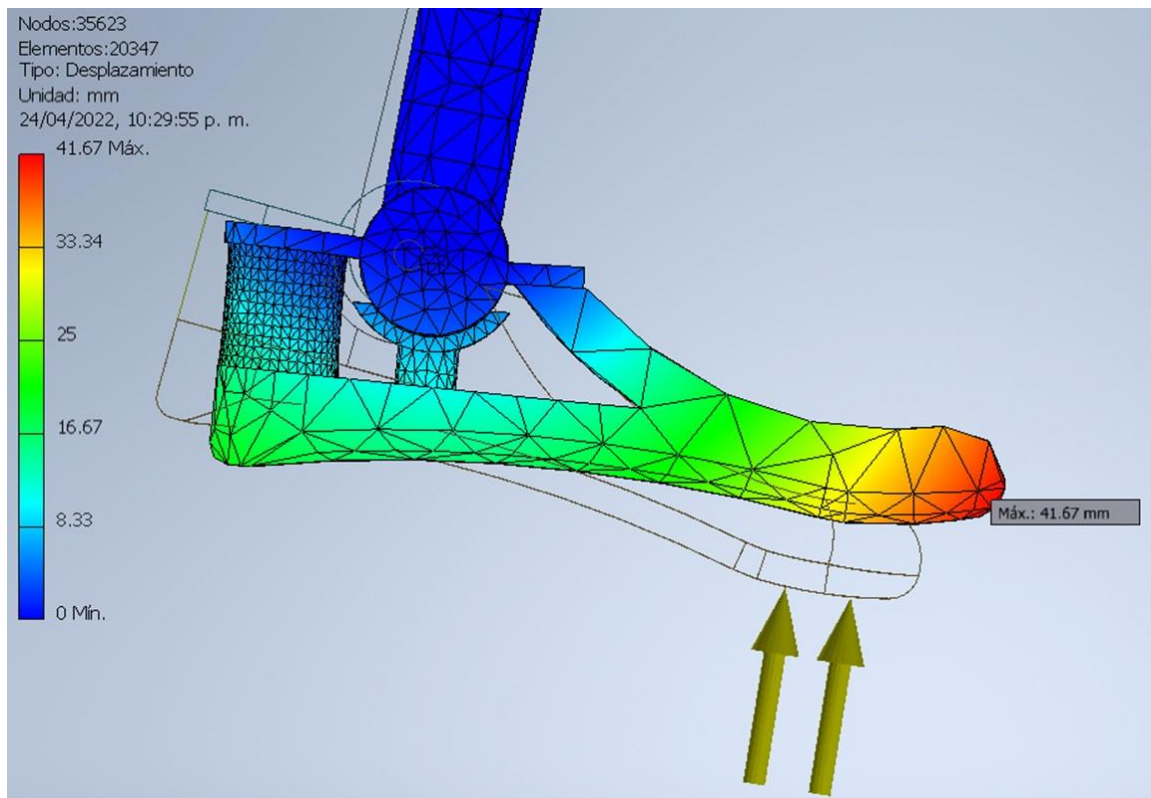


Figura 17. Soporte terminal - Desplazamiento

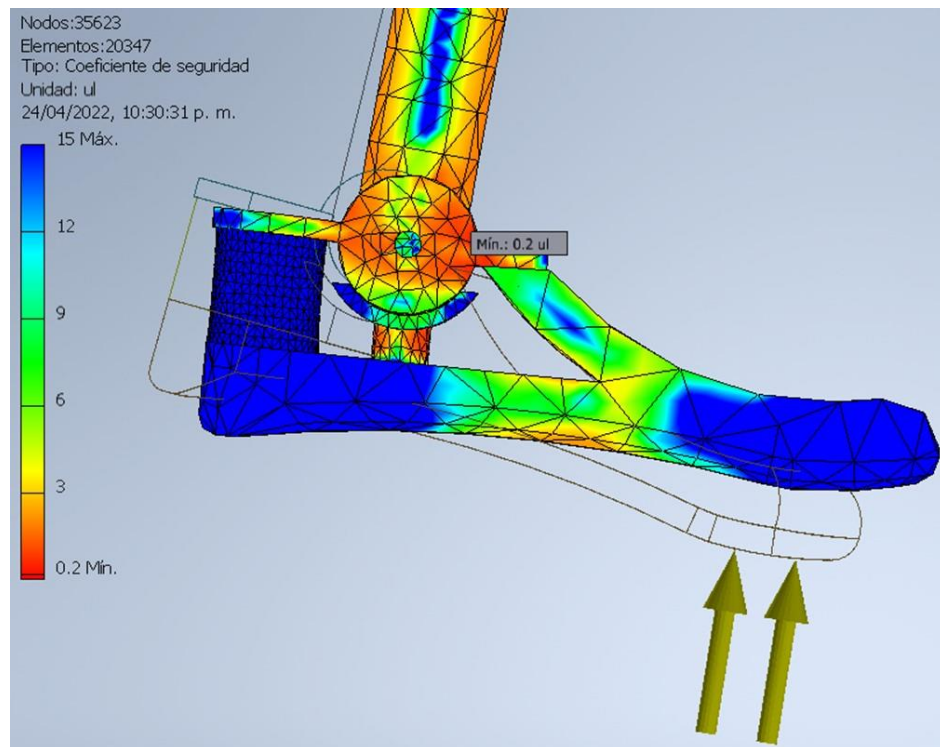


Figura 18. Soporte terminal - Coeficiente de Seguridad

Ahora con estos nuevos datos, es posible repetir el cálculo del error biomecánico para el diseño optimizado de prótesis transtibial.

## Referencias

- Galván Duque, Carlos & Zavala-Yoe, Ricardo & Ramirez-Mendoza, Ricardo A.. (2015). *Diseño, modelado y control por simulación numérica de articulación magnetoreológica de rodilla para órtesis de miembro inferior*.
- Ruiz Andrés, E. (2014). *Análisis numérico de una prótesis del miembro inferior bajo las condiciones de la marcha humana* (Bachelor's thesis).