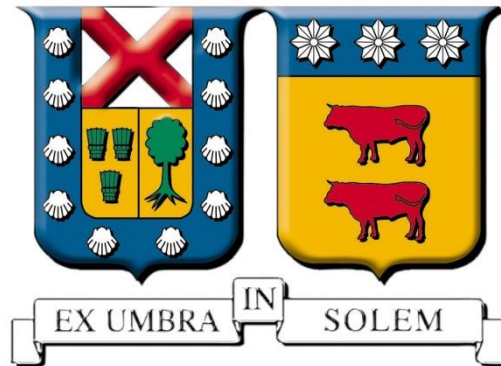


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
VALPARAÍSO – CHILE



“ANÁLISIS ESTRUCTURAL MEDIANTE EL MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS DE UNA PRÓTESIS DE PIE
ARTICULADO FABRICADA POR MANUFACTURA
ADITIVA”

FELIPE ANDRÉS BARREDO CANALES

MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE:
INGENIERO CIVIL MECÁNICO

PROFESOR GUÍA: DR. ING. LUIS PÉREZ POZO
PROFESOR CORREFERENTE: DR. PABLO PRIETO CABRERA

DICIEMBRE – 2018

Agradecimientos

Antes de todo quisiera agradecer a toda mi familia, las personas más importantes en mi vida, aquellos que siempre han confiado y han visto en mí a alguien que muchas veces olvido que soy, alguien capaz.

Agradezco a mi madre, Elizabeth Canales, la mujer más trabajadora y esforzada que he conocido, una madre ejemplar que siempre ha creído en mí y que me ha entregado su amor y apoyo de forma incondicional.

A mi padre, Carlos Barredo, que siempre me ha apoyado con actos que dicen más que las palabras, y al que me parezco más de lo que creo. Aquel que siempre me instruyó en buscar más allá de mis logros.

A mi hermano, Carlos Barredo, por escucharme cuando lo necesito, y viceversa. Esperando que esta etapa en común que vivimos nos haga mejores hermanos.

A mi profesor guía, Dr. Ing. Luis Pérez Pozo, por creer en mí y en el desarrollo de este trabajo de título. Por ser una persona entregada, y estar siempre disponible para consultas. Destacando su tremenda paciencia y dedicación a la hora de realizar sus correcciones.

A la empresa TakeaHand, por confiar en que este trabajo de título pueda suponer una ayuda en los futuros diseños de su prótesis transtibial.

Al académico Maximiliano Torres, por recibirme sin conocerme y orientarme en un principio en torno a un tema totalmente desconocido. Inclusive, por disponer de fotogramas del ciclo de marcha para el desarrollo de este trabajo de título.

A mi pareja y amiga, Yoselin Herrera, quien ha sido fundamental en este periodo, expresándome palabras de ánimo cada vez que lo he necesitado, por entregarme su infinito amor, risas, y buenos momentos.

Finalmente, a todos mis compañeros y amigos, quienes a través de todos los momentos vividos han ayudado a forjar la persona que soy actualmente. Les deseo lo mejor profesionalmente, y sobre todo en sus vidas personales.

Resumen

En el presente trabajo de título se estudia el comportamiento estructural de la prótesis transtibial BIOstep, desarrollada por la empresa TakeaHand. La cual es elaborada mediante la técnica de modelado por deposición fundida (FDM), específicamente a través de tecnologías de impresión 3D, lo que otorga características ortotrópicas al material de impresión Z-ABS. En relación a sus características principales, sus desarrolladores destacan su capacidad de carga de 120 kgf y su ventaja económica frente a prótesis convencionales.

El análisis del comportamiento de la prótesis se lleva a cabo mediante una simulación de su respuesta frente a una carga estática (FRS), a través del método de elementos finitos (MEF) y con la asistencia del software comercial Ansys Workbench. Para ello, se establecen niveles de carga sobre el conjunto desde los 80 hasta los 120 kgf, con incrementos de 20 kgf para cada etapa de la marcha. Adicionalmente, se caracteriza cada componente según sus propiedades mecánicas, y se establecen las relaciones de contacto pertinentes entre elementos del conjunto, con el fin de elaborar una aproximación numérica fiel del fenómeno físico.

Para llevar a cabo este estudio, es necesario analizar en profundidad las etapas de la marcha humana con el fin de determinar las fuerzas de reacción del suelo (FRS) y las orientaciones de los miembros inferiores en cada plano anatómico. También se requieren las propiedades mecánicas de las piezas fabricadas de Z-ABS del conjunto, las cuales se obtienen por medio de un estudio previo mediante MEF.

El análisis de los resultados del trabajo permite identificar los puntos críticos de la estructura externa e interna de la prótesis, fabricada de Z-ABS y aluminio respectivamente. Posteriormente, se proponen recomendaciones para mejorar el rendimiento mecánico de la prótesis.

Abstract

The present thesis studies the structural behavior of the transtibial prosthesis BIOstep, developed by the company TakeaHand. Which is fabricated through fused deposition modeling (FDM), specifically 3D printing technologies, what it grants orthotropic characteristics to the Z-ABS printing material. About its main characteristics, its developers highlight its capacity of 120 kgf and the economic advantage over conventional prostheses.

The analysis of the behavior of the prosthesis is carried out by means of a simulation of its response to a static load (GRF), through the finite element method (FEM), with the assistance of the commercial software Ansys Workbench. For this, load levels are established over the ensemble from 80 to 120 kgf, with increments of 20 kgf for each stage of the gait. In addition, each component is characterized according to its mechanical properties, and the relevant contact relations between elements of the set are established, in order to elaborate a faithful numerical approximation of the physical phenomenon.

To realize this study, it is necessary to analyze in depth the stages of human gait in order to determine the ground reaction forces (GRF) and the orientations of the lower limbs in each anatomical plane. Besides, the mechanical properties of the pieces elaborated of Z-ABS of the set are required, which are obtained by means of a previous study by FEM.

The analysis of the results of the work allows to identify the critical points of the external and internal structure of the prosthesis, made of Z-ABS and aluminum respectively. Subsequently, recommendations are proposed to improve the mechanical performance of the prosthesis.

Glosario

- FDM: Modelado por deposición fundida
- FRS: Fuerza de reacción del suelo
- MEF: Método de elementos finitos
- CI: Contacto inicial
- RC: Respuesta a la carga
- SM: Soporte medio
- ST: Soporte terminal
- PB: Pre-balanceo
- Material ortotrópico: Material en el cual sus propiedades mecánicas o térmicas son únicas e independientes en tres direcciones perpendiculares entre sí.
- Fotogramas: Imágenes individuales captadas por cámaras de video y registradas analógica o digitalmente, las cuales se obtienen de acuerdo a una determinada frecuencia de imágenes por segundo.
- Amputación: Remoción o corte quirúrgico de una extremidad enferma o dañada.
- ABS: Material termoplástico empleado para la impresión 3D por FDM. Las siglas son de Acrilonitrilo Butadieno Estireno, dentro de sus propiedades destacan su resistencia, dureza, y facilidad de post-procesamiento.
- PCABS: Material termoplástico resultante de la mezcla entre policarbonato y ABS. Cuenta con resistencia a los impactos, desgaste, resistencia ante luz UV, altas temperaturas y agentes químicos.
- PETG: Material termoplástico resultante de la mezcla entre tereftalato de polietileno (PET) y glicol. Presenta gran durabilidad, resistencia al impacto, a los aceites y sustancias grasas.
- CFRP: Polímero reforzado con fibra de carbono.
- E: Módulo de elasticidad longitudinal
- G: Módulo de elasticidad transversal

- ν : Coeficiente de Poisson

Índice

Agradecimientos	i
Resumen.....	i
Abstract	iii
Glosario.....	iv
Índice.....	vi
Índice de Figuras	viii
Índice de Tablas	xii
1. Introducción	1
2. Objetivos	2
2.1. Objetivos Generales.....	2
2.2. Objetivos Específicos	2
3. Antecedentes Generales	3
3.1. Ejes, planos y orientación del cuerpo humano	3
3.2. Anatomía de los miembros inferiores.....	4
3.2.1. Músculos y estructura ósea de la región glútea	5
3.2.2. Músculos y estructura ósea del muslo.....	7
3.2.3. Músculos y estructura ósea de la pierna	10
3.2.4. Estructura ósea y articular del pie y tobillo	12
3.3. Cinemática de los miembros inferiores	14
3.3.1. Cinemática de la cadera.....	14
3.3.1.1. Rango de movimiento de la cadera.....	14
3.3.2. Cinemática de la rodilla.....	15
3.3.2.1. Rango de movimiento de la rodilla.....	15
3.3.3. Cinemática del pie y tobillo.....	17
3.3.3.1. Rango de movimiento del pie y tobillo	17
3.4. Marcha humana normal	20
3.4.1. El proceso de marcha y sus fases	20

3.4.2.	Parámetros característicos de la marcha.....	22
3.4.3.	Subdivisión del ciclo de marcha.....	23
3.5.	Métodos de estudio de la marcha.....	25
3.5.1.	Método cinético.....	25
3.5.2.	Método cinemático – fotogrametría	27
3.6.	Nivel de amputación transtibial	29
3.7.	Prótesis de miembros inferiores.....	30
3.7.1.	Tipos de prótesis para amputación tibial	31
3.7.1.1.	Prótesis a analizar	33
3.8.	Técnica de modelado por deposición de material fundido	35
3.8.1.	Parámetros de fabricación por FDM	37
3.8.2.	Materiales considerados	38
3.8.3.	Parámetros de fabricación de la prótesis	40
4.	Metodología	43
4.1.	Determinación de fuerzas	44
4.2.	Cambio de sistema de coordenadas	47
4.3.	Simulación	56
4.3.1.	Geometrías.....	57
4.3.2.	Propiedades de los materiales.....	58
4.3.3.	Sistema de referencia.....	59
4.3.4.	Mallado.....	61
4.3.5.	Contactos	67
4.3.6.	Condiciones de contorno	72
4.3.7.	Configuración del análisis	78
5.	Resultados	81
6.	Análisis de resultados.....	86
6.1.	Componentes de Z-ABS	87
6.2.	Componentes de aluminio	92
6.3.	Resortes.....	95

7.	Conclusiones y propuesta de mejora.....	97
8.	Referencias.....	101
9.	Anexos.....	106
9.1.	Fichas resortes.....	106
9.2.	Tablas de resultados.....	108
9.3.	Materiales propuestos	110

Índice de Figuras

Figura N° 3.1:	Representación planos anatómicos [2].....	4
Figura N° 3.2:	Divisiones de la extremidad inferior [3]	5
Figura N° 3.3:	Estructura muscular de la región glútea [3]	6
Figura N° 3.4:	Estructura ósea de la región glútea [4].....	7
Figura N° 3.5:	División de estructura muscular en el muslo [3].....	8
Figura N° 3.6:	Estructura muscular en el muslo [1]	9
Figura N° 3.7:	El fémur corresponde a la estructura ósea del muslo [1]	9
Figura N° 3.8:	a) Estructura muscular anterior de la pierna	11
	b) Estructura muscular posterior [1]	11
Figura N° 3.9:	Estructura ósea de la pierna [1].....	12
Figura N° 3.10:	Arcos del pie [1].....	12
Figura N° 3.11:	Estructura ósea del pie separado en tarsianos, metatarsianos y falanges [2].....	13
Figura N° 3.12:	Principales articulaciones en el pie [4]	13
Figura N° 3.13:	Rango de movimientos de la cadera [4].....	15
Figura N° 3.14:	Movimientos de la articulación de rodilla [2].....	16
Figura N° 3.15:	Movimientos del pie en los tres planos anatómicos [6]	17
Figura N° 3.16:	Rango de movimiento del pie [2], [4]	19
Figura N° 3.17:	Ciclo de marcha, el cual marca su inicio y término en la etapa de CI del miembro inferior derecho [10]	21
Figura N° 3.18:	Parámetros espaciales de la marcha [10]	23

Figura N° 3.19: Etapas del ciclo de marcha [15]	23
Figura N° 3.20: Fuerzas de reacción del suelo en el ciclo de marcha [17]	26
Figura N° 3.21: Registro en Plano Sagital	28
Figura N° 3.22: Niveles de amputación del miembro inferior [22]	30
Figura N° 3.23: Estructura general de una prótesis transtibial	31
Figura N° 3.24: Prótesis de pie SACH [23]	32
Figura N° 3.25: a) Prótesis articulada de eje simple b) Prótesis articulada de eje múltiple [24].....	32
Figura N° 3.26: Prótesis almacenadora de energía modelo Flex-Foot [25]	33
Figura N° 3.27: Conjunto y componentes de la prótesis BIOstep	34
Figura N° 3.28 Estructura interna de la prótesis	35
Figura N° 3.29: Diagrama de flujo para proceso de prototipado rápido [26]	35
Figura N° 3.30: Estructura básica de una impresora 3D [26]	36
Figura N° 3.31: Parámetros de fabricación por FDM [28]	38
Figura N° 3.32: Impresora 3D marca Zortrax modelo M200	38
Figura N° 3.33: Entorno Z-Suite, parámetros modificables	40
Figura N° 3.34: Orientación de fabricación de componentes	41
Figura N° 4.35: Variación del centro de presión instantáneo del pie en la marcha	45
Figura N° 4.36: a) Fuerza aplicada vista desde sistema de referencia auxiliar, ubicada en el conjunto b) Fuerza aplicada vista desde un sistema de referencia ubicado el suelo	46
Figura N° 4.37: Rotación del plano transversal XY para obtener el plano X'Y'	48
Figura N° 4.38: Rotación del plano sagital X'Z para obtener el plano X''Z'	49
Figura N° 4.39: Entorno de estática estructural	57
Figura N° 4.40: Módulo de geometría	57
Figura N° 4.41: Edición de la geometría cargada	58
Figura N° 4.42: a) Creación del nuevo material b) Propiedades requeridas para caracterizar elásticamente al material ortotrópico.....	59

Figura N° 4.43: Sistemas auxiliares creados en módulo modelo a) Base b) Punta c) Talón d) Pie Medio 1 e) Pie medio 2	60
Figura N° 4.44: Elección de sistema coordinado auxiliar y material para elementos de Z-ABS	61
Figura N° 4.45: Calidad de malla según nivel de asimetría [29]	62
Figura N° 4.46: Rango de calidad ortogonal [29]	62
Figura N° 4.47: Elemento con vectores requeridos	62
Figura N° 4.48: Tipos de forma de celdas 3D.....	63
Figura N° 4.49: Configuración del mallado para la geometría	63
Figura N° 4.50: Histograma de asimetría.....	64
Figura N° 4.51: Estadística de la asimetría	64
Figura N° 4.52: Histograma de la calidad ortogonal	65
Figura N° 4.53: Estadística de la calidad ortogonal	65
Figura N° 4.54: Histograma de la calidad de los elementos	66
Figura N° 4.55: Estadística de la calidad de los elementos	66
Figura N° 4.56: a) Superficies de contacto (presiona) y objetivo (presionada) b) Penetración entre superficies por falta de definición del tipo de contacto.....	67
Figura N° 4.57: Contacto tipo bonded entre piezas de Z-ABS.....	69
Figura N° 4.58: Contacto tipo no separation entre piezas de Z-ABS y pasador.....	70
Figura N° 4.59: Contacto tipo frictionless entre pasador y placa de aluminio	71
Figura N° 4.60: Unión tipo resorte.....	72
Figura N° 4.61: Condición de soporte fijo para la pieza Base	72
Figura N° 4.62: Aplicación de carga en etapa de CI.....	73
Figura N° 4.63: Aplicación de carga en etapa de RC	74
Figura N° 4.64: Aplicación de carga en etapa de SM	75
Figura N° 4.65: Aplicación de carga en etapa de ST	76
Figura N° 4.66: Aplicación de carga en etapa de PB	77
Figura N° 4.67: Configuración del análisis del modelo a) cargas de 80 y 100 kgf b) carga de 120 kgf	79

Figura N° 4.68: Configuración de contactos tipo frictionless para todos los niveles de carga	80
Figura N° 5.69: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de Z-ABS con carga de 80 kgf.....	82
Figura N° 5.70: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de aluminio con carga de 80 kgf	82
Figura N° 5.71: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de Z-ABS con carga de 100 kgf.....	83
Figura N° 5.72: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de aluminio con carga de 100 kgf	83
Figura N° 5.73: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de Z-ABS con carga de 120 kgf.....	84
Figura N° 5.74 Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de aluminio con carga de 120 kgf	84
Figura N° 5.75: Gráfico de fuerza vs elongación de los resortes simulados a) carga de 120 kgf b) carga de 100 kgf c) carga de 80 kgf	85
Figura N° 6.76: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para punta	87
Figura N° 6.77: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para talón.....	88
Figura N° 6.78: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para pie medio 1	89
Figura N° 6.79: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para pie medio 2	90
Figura N° 6.80: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para base	91
Figura N° 6.81: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para placa 1.....	92
Figura N° 6.82: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para placa 2.....	93
Figura N° 6.83: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para placa base 1	94
Figura N° 6.84: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para placa base 2	94
Figura N° 6.85: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para pie placa talón.....	95
Figura N° 9.86: Propiedades generales de resorte pie medio, carga máxima en DaN	106
Figura N° 9.87: Propiedades generales resorte talón, carga máxima en DaN	107

Índice de Tablas

Tabla 1: Parámetros de la marcha normal [13, 2, 17]	22
Tabla 2: Fuerzas de reacción del suelo [20].....	27
Tabla 3: Posición angular del Pie con respecto al suelo en plano sagital	29
Tabla 4: Propiedades mecánicas del Z – ABS, ASTM	39
Tabla 5: Propiedades mecánicas aluminio	39
Tabla 6: Propiedades mecánicas acero inoxidable.....	39
Tabla 7: Constantes ingenieriles de Z-ABS para distintos tipos de relleno.....	42
Tabla 8: Fuerzas de reacción del suelo medidas con un sistema de referencia ubicado en el suelo.....	46
Tabla 9: Componentes modificadas de la FRS en cada etapa.....	55
Tabla 10: Tipos de contacto y comportamiento entre superficies.....	68
Tabla 11: Esfuerzos VM para carga de 80 kgf.....	108
Tabla 12: Esfuerzos VM para carga de 100 kgf.....	108
Tabla 13: Esfuerzos VM para carga de 120 kgf.....	108
Tabla 14: Fuerzas y deformaciones en resortes para carga estática de 80 kgf.....	109
Tabla 15: Fuerzas y deformaciones en resortes para carga estática de 100 kgf.....	109
Tabla 16: Fuerzas y deformaciones en resortes para carga estática de 120 kgf.....	109
Tabla 17: Propiedades mecánicas Z-PCABS, Z-PETG y CFRP	110

1. Introducción

Una prótesis corresponde a un elemento artificial que cumple una función de apoyo hacia las personas que, por diversas situaciones, han sufrido la amputación de alguno de sus miembros. El índice de personas amputadas es variable entre cada país, y se estima que a nivel mundial se realizan un número superior a 162 millones de amputaciones de miembro inferior [1], mientras que en Chile más de 4.000 personas son amputadas bajo la rodilla cada año, no obstante debido al alto costo en el mercado menos del 10% de los posibles usuarios adquiere una prótesis [2].

La empresa TakeaHand, consciente de esta necesidad, desarrolla la prótesis de miembro inferior BIOstep, mediante la técnica de modelado por deposición fundida, disminuyendo tanto los costos como los tiempos asociados a la fabricación y utilizando el material Z-ABS disponible para la impresora Zortrax M200.

El material empleado y los parámetros de fabricación influyen directamente sobre la resistencia mecánica de las piezas elaboradas a partir de la impresión 3D. En el caso de la manufacturación de una prótesis transtibial, esto repercute directamente en el comportamiento de esta durante un ciclo de marcha humana, donde el nivel de carga es variable, tanto en dirección, sentido y magnitud.

Actualmente la evaluación de una prótesis se realiza a través de pruebas físicas, y se aplica en condiciones estáticas como cíclicas, con el supuesto de que las cargas que se aplican corresponden a los diferentes instantes de la marcha. Un inconveniente es que se necesita ejercer un gran número de ensayos para un determinado tamaño de muestra, implicando la posible falla de la prótesis. Una alternativa para evitar lo anterior es la aplicación del Método de Elementos Finitos (MEF), el cual divide el modelo 3D en una cantidad finita de elementos. Sobre los que se aplican las condiciones de carga a las que se encuentra expuesta la prótesis, con lo cual se logra evaluar la funcionalidad de los componentes protésicos, emulando la situación física mediante una aproximación numérica.

2. Objetivos

2.1. Objetivos Generales

El objetivo general del presente trabajo de título es estudiar el comportamiento mecánico de una prótesis de pie articulado desarrollada por la empresa TakeaHand y fabricada a través de la técnica de modelado por deposición fundida. Este estudio considera el análisis para diferentes etapas de la marcha humana y para niveles de carga de 80, 100 y 120 kgf.

2.2. Objetivos Específicos

Para cumplir el propósito antes señalado, se deben abordar los siguientes objetivos específicos:

- Estudiar en profundidad las etapas de la marcha humana normal y las cargas involucradas.
- Desarrollar un modelo MEF del conjunto de prótesis utilizando un software comercial como herramienta de análisis.
- Analizar los resultados obtenidos para diferentes etapas de la marcha humana.
- Proponer mejoras al diseño de la prótesis.
- Presentar conclusiones del trabajo desarrollado.

3. Antecedentes Generales

La marcha humana tiene un desarrollo complejo, ya que implica la participación de un conjunto de elementos del cuerpo humano, entre ellos el cerebro, músculos, huesos y articulaciones. No obstante, existen miembros especializados para este proceso, los cuales tienen como principal función el soporte y la locomoción del cuerpo humano.

En el caso de los amputados de pierna, esta función recae sobre la prótesis, la cual representa y cumple la función de un miembro inferior. Previo a la explicación en detalle de estos miembros y su relevancia en este proceso, es necesario abordar ciertos conceptos básicos con respecto al estudio del cuerpo humano.

3.1. Ejes, planos y orientación del cuerpo humano

Para la descripción y orientación de las estructuras del cuerpo humano, es necesario establecer una posición de referencia, lo que se conoce comúnmente como posición anatómica, definida como una persona erguida, con los pies paralelos y los brazos a los costados con las palmas apuntando en dirección anterior [3], lo cual se aprecia en la Figura 3.1. Además de lo anteriormente mencionado, también es necesario recurrir a secciones trazadas a través de ejes imaginarios, denominados como planos principales. Los planos principales se son tres y forman ángulos rectos entre sí. Estos se definen como:

- Plano Sagital: Es un corte o sección longitudinal que divide el cuerpo entre derecha e izquierda. En caso de que las divisiones sean de igual tamaño, se habla de una sección sagital media.
- Plano Transversal: Es un corte o sección horizontal, divide al cuerpo en direcciones superior e inferior.
- Plano Frontal o Coronal: Es un corte o sección longitudinal que divide el cuerpo en direcciones anterior y posterior.

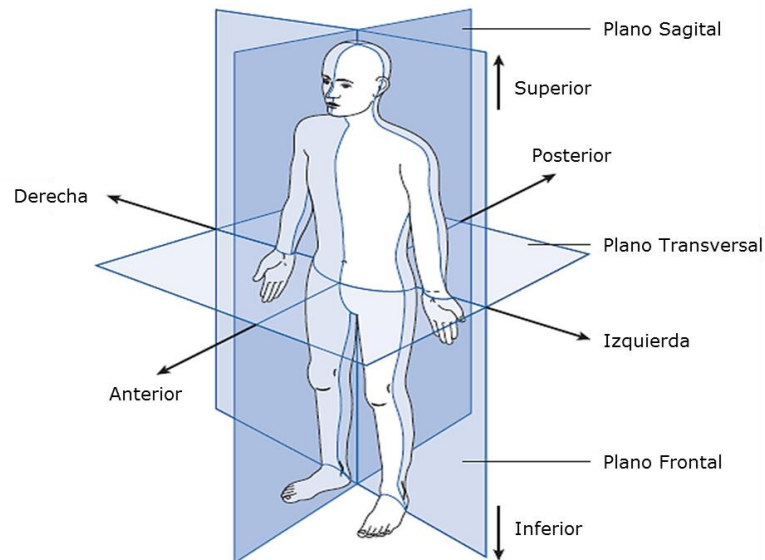


Figura N° 3.1: Representación planos anatómicos [4]

3.2. Anatomía de los miembros inferiores

Los miembros inferiores tienen un rol fundamental respecto al desarrollo de la marcha humana, ya que están especializados en mover el cuerpo a través del espacio y soportar el peso corporal con un gasto de energía mínimo al estar de pie [5]. Es por ello que se diferencian respecto a sus homólogos superiores, en cuanto a la resistencia, grosor de los huesos, así como también de la fuerza superior y tamaño de los músculos presentes [3].

Este segmento consta de la región glútea, muslo, pierna y pie (ver Figura 3.2).

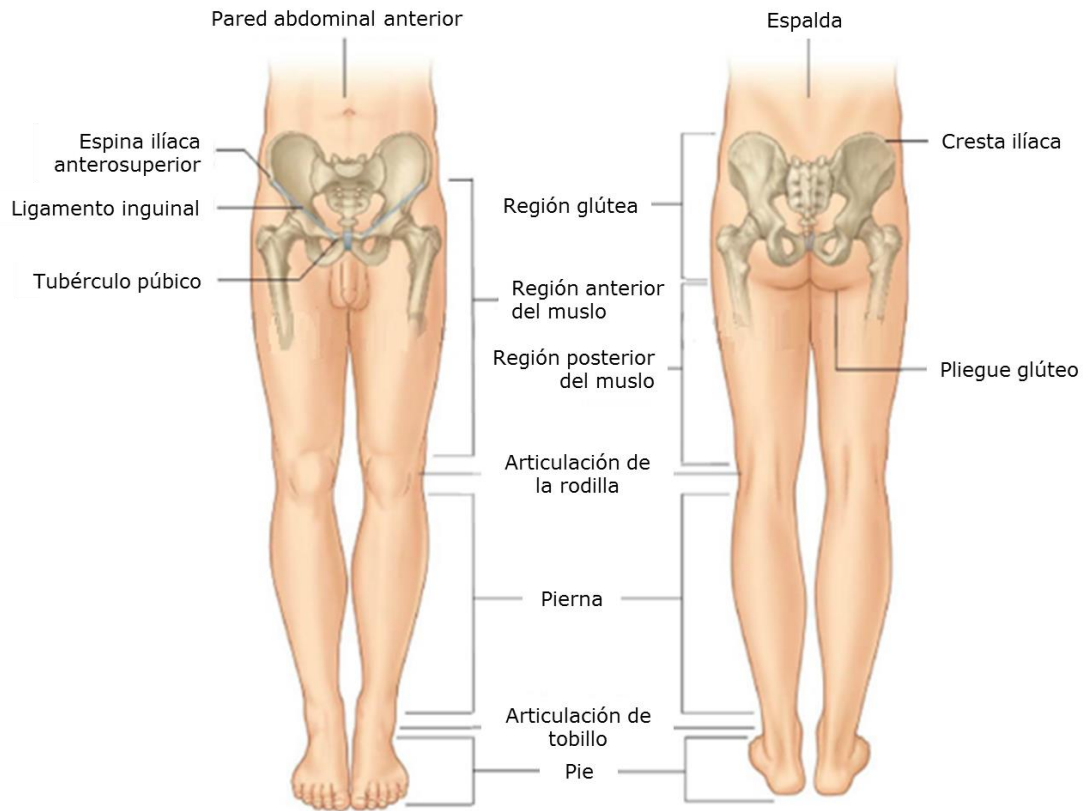


Figura N° 3.2: Divisiones de la extremidad inferior [5]

3.2.1. Músculos y estructura ósea de la región glútea

La estructura muscular de la región glútea efectúa los movimientos de la articulación de la cadera. Esto es fundamental en el desarrollo de la marcha, ya que la rotación pélvica en el plano transversal minimiza la caída del centro de gravedad. Mientras que la abducción de la pelvis en el lado de soporte minimiza la elevación del centro de gravedad, es decir, se lleva a cabo el proceso de la marcha con un gasto mínimo de energía.

A continuación se indican los principales músculos que conforman la región glútea, clasificados según su función. En la Figura 3.3 se observa la subdivisión de este grupo muscular.

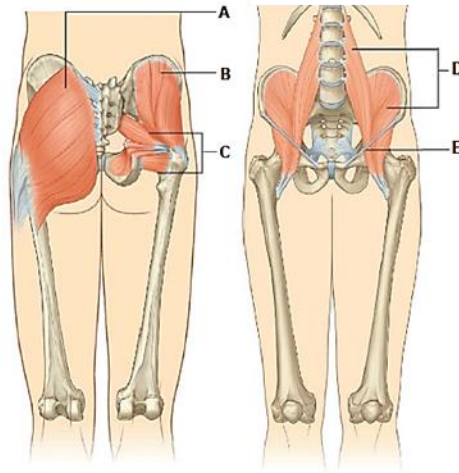


Figura N° 3.3: Estructura muscular de la región glútea [5]

- A. Extensor:** El Glúteo Mayor (Figura 3.3 A) se caracteriza por ser el músculo extensor más importante de la cadera, surge de los huesos sacros e ilion y se introduce en la tuberosidad glútea del fémur (Figura 3.7 G) [3].
- B. Abductores:** Corresponden a los Glúteos Medio y Menor (Figura 3.3 B), los cuales se originan desde el costado de la pelvis para insertarse en la zona del trocánter mayor del fémur, su principal función es estabilizar la pelvis mientras se lleva a cabo el proceso de la marcha [3, 4].
- C. Rotadores:** Los músculos Piriforme, Obturador Interno, Gemelos y Cuadrado Femoral (Figura 3.3 C). Comienzan en la pelvis y se insertan cerca de la cabeza del fémur. Todos estos están encargados de la rotación externa del fémur a nivel de la cadera, sin embargo la mayoría también tiene acciones secundarias [4].
- D. Flexores:** Llamados Iliopsoas (Figura 3.3 D), son los principales músculos flexores, se ubican en la pared abdominal posterior y se insertan en el extremo proximal del fémur, pasando a través del ligamento inguinal y la pelvis (Figura 3.3 E) [5].

En relación a la estructura ósea de la región glútea, esta se encuentra constituida por los huesos coxales, también denominados como huesos de la cadera o cintura pélvica, además del fémur. En la figura 3.4 se detalla la estructura ósea de la región en estudio.

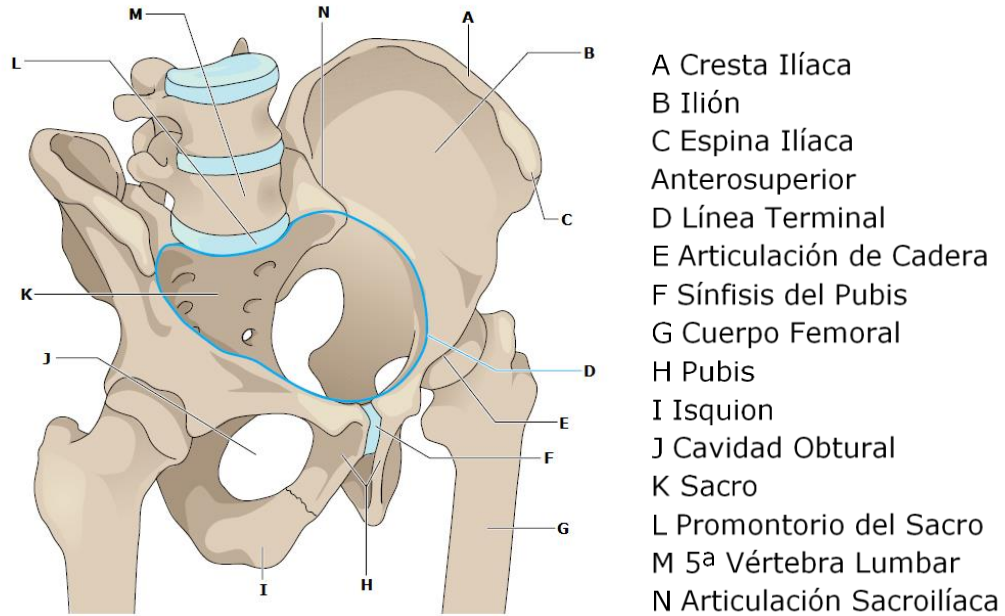


Figura N° 3.4: Estructura ósea de la región glútea [6]

3.2.2. Músculos y estructura ósea del muslo

La región del muslo radica entre la articulación de cadera y de rodilla (Figura 3.2). Los músculos presentes en esta región comprenden un rango amplio, algunos poseen adhesiones en la cintura pélvica mientras que otros cruzan la articulación de la rodilla, generando en ambos casos flexión de cadera como flexión o extensión de rodilla respectivamente. En la Figura 3.5 se muestra la división entre los músculos que actúan en el muslo, los que corresponden a los compartimientos anterior, posterior y medial.

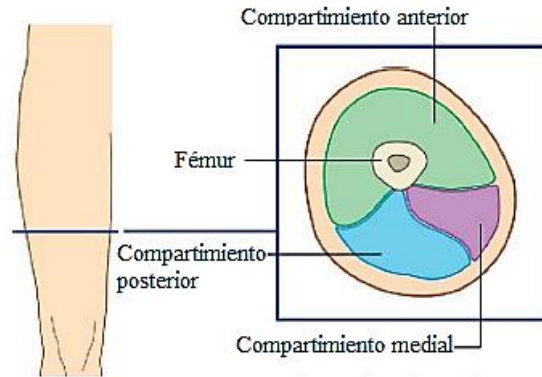


Figura N° 3.5: División de estructura muscular en el muslo [5]

En el compartimiento anterior se encuentra el grupo cuádriceps y músculo sartorio (Figura 3.6 F y D). El grupo cuádriceps está conformado por el recto femoral (Figura 3.6 F.1) y 3 músculos vastos (Figura 3.6 F.2 y F.3). El recto femoral se origina en la pelvis mientras que los vastos surgen del fémur, sin embargo el grupo completo se inserta en la tuberosidad tibial, desde donde genera la extensión de rodilla. En adición, el recto femoral también actúa en la cadera ejerciendo la extensión de esta. En cuanto al músculo sartorio, no resulta muy relevante, es el músculo más superficial y resulta ser un débil flexor.

Los músculos del compartimiento posterior corresponden a los isquiotibiales (Figura 3.6 C), grupo compuesto por tres músculos: bíceps femoral (Figura 3.6 C.1), semimembranoso (Figura 3.6 C.2) y semitendinoso (Figura 3.6 C.3). Se originan en la tuberosidad isquiática (Figura 3.4 I) y se extienden hacia la parte baja de muslo hasta la tibia proximal. Se caracteriza por encargarse de los movimientos de extensión de cadera y flexión de rodilla.

En cuanto al compartimiento medial, este se encuentra constituido por los músculos aductores (Figura 3.6 A) los que tienen su origen en la pelvis, y se insertan en el fémur proximal. Generan el movimiento de aducción sobre la articulación de la cadera.

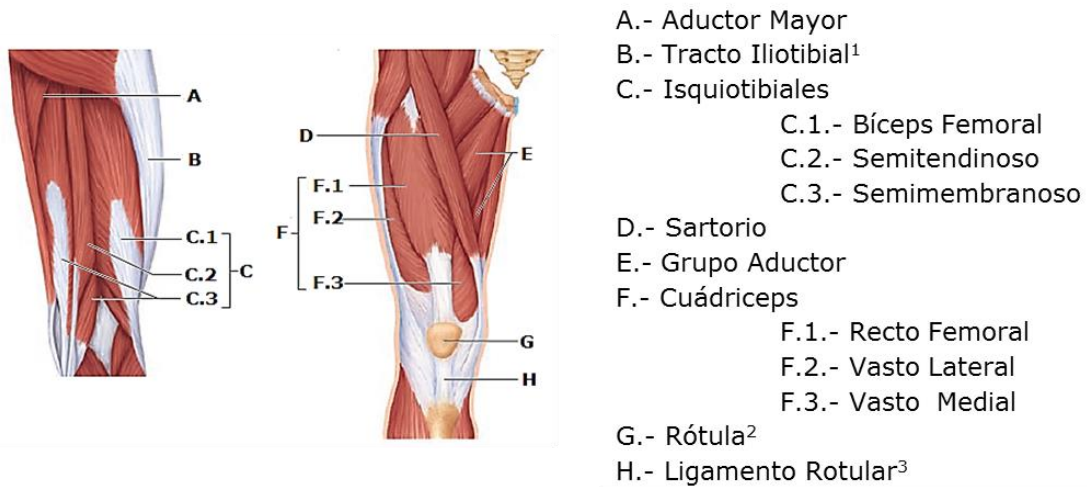


Figura N° 3.6: Estructura muscular en el muslo [3]

La estructura ósea del muslo está conformada por el fémur, el cual destaca por tener la mayor longitud, volumen y resistencia. La cabeza del fémur (Figura 3.7 E) se articula en el acetábulo del hueso coxal. Mientras que en la parte posterior del fémur distal, se articula la superficie rotuliana (Figura 3.7 D) con la rótula (Figura 3.6 G). En cuanto a la articulación con la tibia, esta ocurre en la parte distal del fémur en los cóndilos medial y lateral (Figura 3.7 K L).

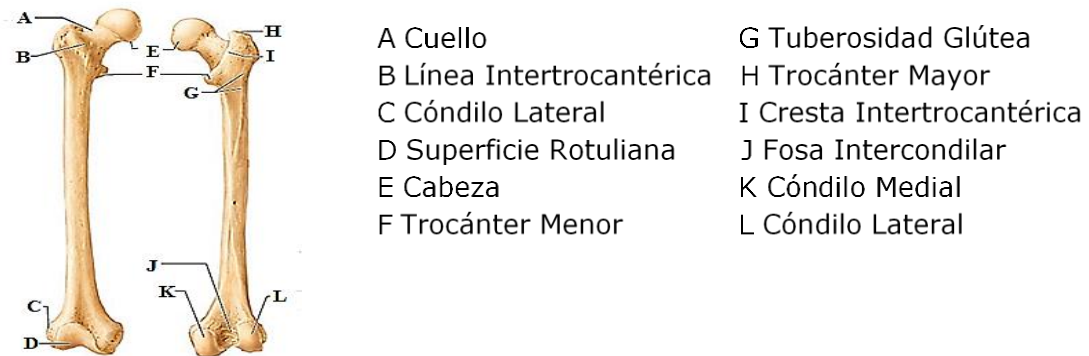


Figura N° 3.7: El fémur corresponde a la estructura ósea del muslo [3]

3.2.3. Músculos y estructura ósea de la pierna

La pierna es la sección del miembro inferior comprendida entre la articulación de rodilla y la articulación de tobillo [4]. Existe una división entre los músculos presentes en dos regiones, la región anterior y la región posterior, esta última la más relevante debido al grosor de las masas musculares. En cuanto a su estructura ósea esta se encuentra conformada sólo por la tibia y peroné.

La región anterior de la pierna (Figura 3.8 A) comprende el conjunto de partes blandas situadas por delante de la tibia y del peroné. Dentro de los músculos superficiales de esta región se encuentra el grupo fibular (Figura 3.8 A y B), tibial anterior (Figura 3.8 C) y el músculo extensor largo de los dedos (Figura 3.8 D). Con respecto al grupo fibular, este es el encargado de la flexión plantar y eversión del pie. Mientras que el tibial anterior se encarga de la flexión dorsal y la inversión del pie. Por último, dentro de esta región el músculo extensor largo de los dedos extiende los dedos y la dorsiflexión [3, 6].

En cuanto a la región posterior de la pierna (Figura 3.8 B), esta se encuentra conformada superficialmente por los músculos gastrocnemio y sóleo. Ambos músculos tienen como función principal la flexión plantar del pie.

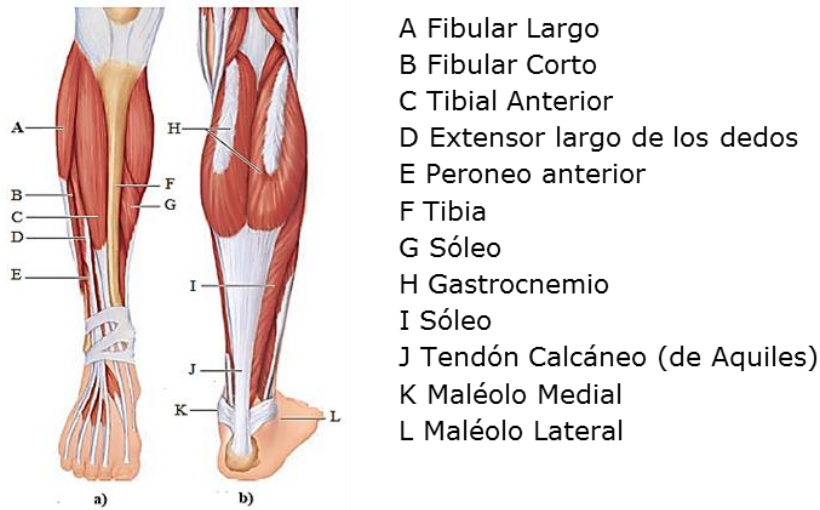


Figura N° 3.8: a) Estructura muscular anterior de la pierna
 b) Estructura muscular posterior [3]

En relación a la estructura ósea de la pierna, esta se encuentra constituida por la tibia y el peroné, los que se conectan de forma longitudinal a través de la membrana interósea [7]. En el extremo proximal de la tibia se encuentran los cóndilos lateral y medial (Figura 3.9 B; M), los que se articulan con el extremo distal del fémur para formar la articulación de la rodilla. Además, en su extremo distal, el maléolo medial (Figura 3.9 H), forma la protuberancia interna del tobillo. El peroné no forma parte de la articulación de rodilla, pero su extremo distal, el maléolo lateral (Figura 3.9 G) forma la parte externa de la articulación de tobillo.



Figura N° 3.9: Estructura ósea de la pierna [3]

3.2.4. Estructura ósea y articular del pie y tobillo

El pie se encuentra ubicado en la región distal de la extremidad inferior, tiene dos funciones importantes; contacta con el suelo generando una plataforma estable para el apoyo bipodal y además, ejerce un impulso del cuerpo hacia adelante en el desarrollo de la marcha [3]. Existen tres arcos formados por los huesos del pie: arco medial, lateral y transversal (Figura 3.10). El esqueleto del pie consta de los huesos tarsianos, metatarsianos y falanges, estos se distribuyen en tres secciones anatómicas: retropié, pie medio y antepié.



Figura N° 3.10: Arcos del pie [3]

- **Tarsianos:** El tarso está formado por siete huesos tarsianos (Figura 3.11), los que se encuentran en la mitad posterior del pie y forman el armazón óseo del tobillo. Dentro de este grupo se ubican los cuneiformes, cuboides, navicular, astrágalo y calcáneo. Estos dos últimos son los que soportan en mayor parte el peso corporal.
- **Metatarsianos:** Los metatarsianos forman la planta del pie, y están compuesto por cinco huesos (Figura 3.11), están ubicados entre los tarsianos y las falanges.
- **Falanges:** En tanto los dedos del pie están compuestos por catorce falanges, tres para cada dedo, a excepción del hallux, que tiene dos.

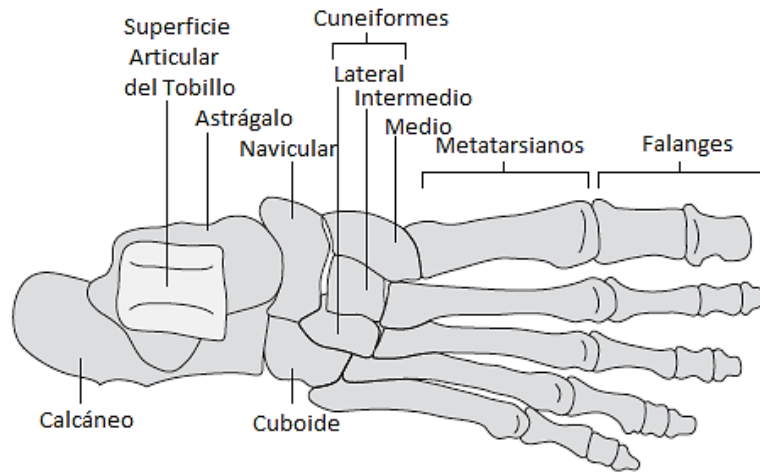


Figura N° 3.11: Estructura ósea del pie separado en tarsianos, metatarsianos y falanges [4]

Dentro de la estructura ósea del pie se encuentran las articulaciones, siendo las más relevantes la talocalcánea, talocalcaneonavicular y la articulación de tobillo, encargadas de los movimientos del pie sobre el resto de los miembros inferiores (descritos en capítulos posteriores). La articulación talocalcánea está conformada por los huesos astrágalo y calcáneo (Figura 3.12.a), mientras que la talocalcaneonavicular incluye a los anteriores además del hueso navicular (Figura 3.12.b). La articulación de tobillo consta de la tibia, peroné, y astrágalo. Los extremos distales de la tibia y el peroné forman una mortaja estructurada por los maléolos lateral y medial, la cual permite la sujeción de la tróclea del astrágalo (Figura 3.12.b) [6].

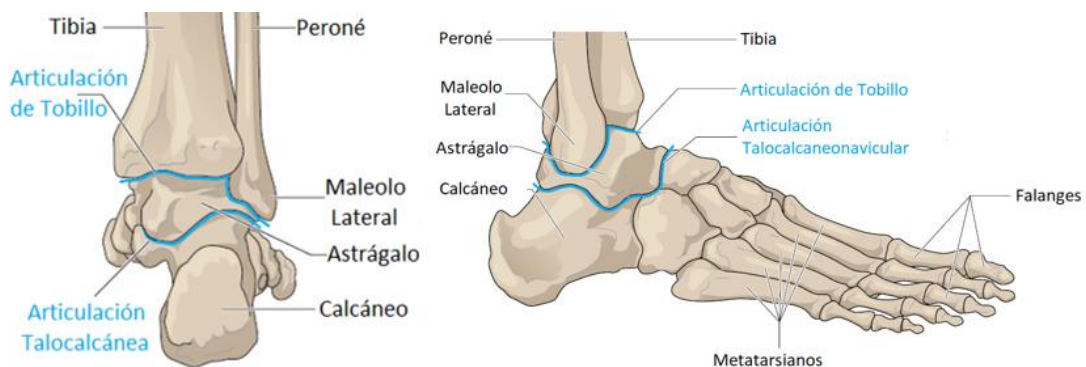


Figura N° 3.12: Principales articulaciones en el pie [6]

3.3. Cinemática de los miembros inferiores

La movilidad de los miembros inferiores, resulta esencial para el desarrollo de la locomoción, y debido a que las restricciones angulares de las articulaciones establecen los límites de movimiento de la marcha normal, es necesario analizar dichos rangos de movilidad tanto para la cadera, la rodilla, el pie y tobillo.

3.3.1. Cinemática de la cadera

3.3.1.1. Rango de movimiento de la cadera

La cadera posee seis tipos de movimientos, estos ocurren en los tres planos descritos previamente en la Figura 3.1. Los movimientos presentes en la cadera son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y externa.

A continuación, se describe el movimiento articular que ocurre en cada plano principal:

- **Plano Sagital:** En este plano existen dos tipos de movimientos, flexión y extensión, con un rango entre 0 a 140°, y 0 a 15°, respectivamente.
- **Plano Frontal:** Se produce la abducción y aducción de la cadera. Estos poseen un rango entre 0° a 30° y entre 0° a 25°, en ese orden.
- **Plano Transversal:** En el plano transversal ocurre la rotación interna y externa de la cadera. La rotación interna posee un rango de movimiento entre 0° a 40°, mientras que la rotación externa, es un poco mayor, con un rango entre 0° a 50°.

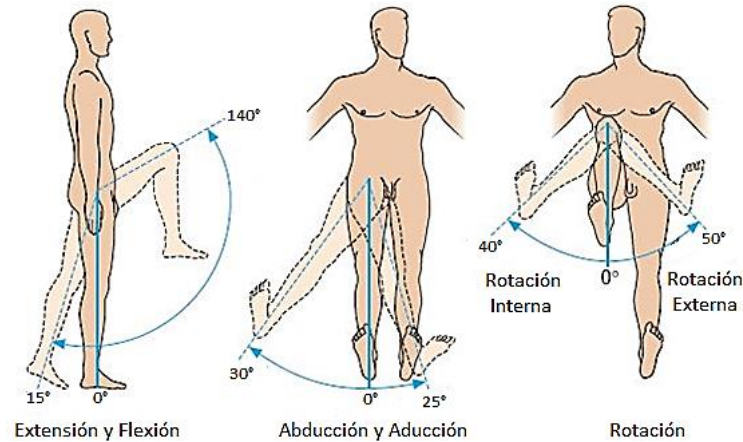


Figura N° 3.13: Rango de movimientos de la cadera [6]

3.3.2. Cinemática de la rodilla

3.3.2.1. Rango de movimiento de la rodilla

El movimiento de la rodilla ocurre simultáneamente en los tres planos principales. Sin embargo, los movimientos de los planos transversal y frontal dependen de los movimientos del plano sagital. Los movimientos de la articulación se observan en la Figura 3.10, los que corresponden a: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y externa.

A continuación, se describen los movimientos posibles en los planos principales:

- **Plano Sagital:** El rango de movimiento en este plano, es considerablemente mayor en relación al resto. En este plano ocurren los movimientos de flexión y extensión, tal como se muestra en la Figura 3.10.b Como referencia se toma el punto en el cual la rodilla está completamente extendida, teniendo un rango desde 0° hasta 140°, posición en la cual la rodilla se encuentra totalmente flexionada.
- **Plano Transversal:** La rotación interna y externa ocurren en el plano transversal, el rango de este movimiento es función de la posición de la rodilla en el plano sagital. Cuando la rodilla está completamente extendida, la rotación

se encuentra restringida. Al incrementar la flexión de la rodilla también lo hace la rotación, alcanzando un valor máximo cuando la rodilla se encuentra en 90° , siendo el rango de rotación externa desde 0° a 45° y el rango de la rotación interna desde 0° a 30° . Sin embargo, una vez sobrepasados los 90° de flexión, el rango de rotación disminuye considerablemente.

- **Plano Frontal:** Los movimientos en el plano frontal corresponden a abducción y aducción. El rango de movimiento en este plano también es afectado por la posición de la rodilla durante la marcha, de hecho una extensión total inmoviliza los movimientos en el plano frontal, valores de flexión hasta los 30° en flexión permiten alcanzar un máximo de sólo unos pocos grados, tanto para la abducción como extensión, sobre este valor vuelve a disminuir [8].

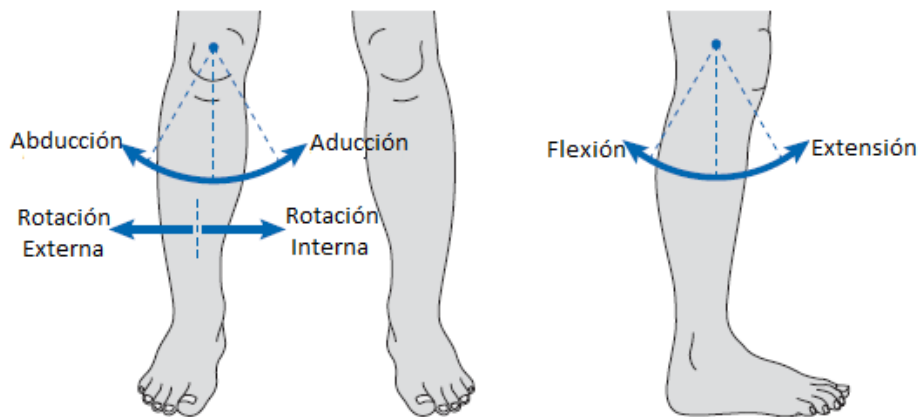


Figura N° 3.14: Movimientos de la articulación de rodilla [4]

3.3.3. Cinemática del pie y tobillo

3.3.3.1. Rango de movimiento del pie y tobillo

El movimiento del pie ocurre alrededor de los tres ejes y sobre los tres planos principales tal como se ilustra en la Figura 3.15. Los movimientos principales, ocurren en las articulaciones más relevantes, la articulación del tobillo, la articulación talocalcánea, y la articulación talocalcaneonavicular.

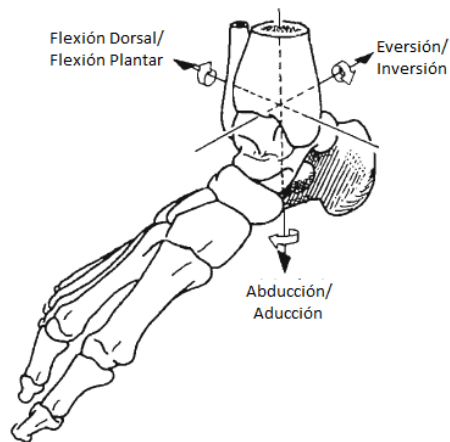


Figura N° 3.15: Movimientos del pie en los tres planos anatómicos [8]

- Flexión Dorsal y Flexión Plantar: Este movimiento de flexoextensión ocurre en el plano sagital, en la articulación del tobillo, su centro de giro se encuentra en el astrágalo [9]. La flexión dorsal corresponde a un levantamiento de la punta del pie hacia la tibia, mientras que la flexión plantar consta de un descenso de la punta del pie hacia la planta del pie. Como se aprecia en la Figura 3.16 A y B, para generar el movimiento, la pierna puede estar libre o fija al suelo, en ambos casos el rango de movimiento es el mismo. La flexión dorsal alcanza un rango entre 20° a 30°, mientras que la flexión plantar posee un rango entre 40° a 50°.

- **Inversión y Eversión:** La inversión corresponde al movimiento en el que el calcáneo se acerca de la línea media del cuerpo, a través de un giro en torno al eje longitudinal del pie, orientándolo de tal forma que se juntan ambas plantas. Con respecto al movimiento de eversión, este hace que las plantas apunten lejos de la línea media del pie. La amplitud de la inversión es de 60° , mientras que la amplitud de la eversión es menor, llegando desde los 25° a 30° .
- **Abducción y Aducción:** Estos movimientos ocurren en torno al eje vertical (Figura 3.15), y se realizan en el plano transversal. La abducción ocurre cuando la punta del pie se dirige hacia fuera y se aleja del plano de simetría del cuerpo, en cambio la aducción se genera al orientar la punta del pie hacia dentro, acercándolo al plano sagital. La amplitud de los movimientos de abducción – aducción es en torno a los 35° a 45° cuando son producto de la rotación de la pierna con la rodilla flexionada, mientras que cuando se produce la rotación desde el nivel de la cadera, con la articulación de rodilla extendida, el rango puede alcanzar los 90° en cada sentido [10].
- **Supinación y Pronación:** Corresponden a la combinación de los movimientos ya descritos, debido a que los otros movimientos no ocurren de forma individual. La aducción se acompaña necesariamente de una flexión plantar y una inversión, lo que se conoce como supinación. Por otra parte, la combinación

de los movimientos de abducción, flexión dorsal y eversión, conforman el movimiento de pronación.

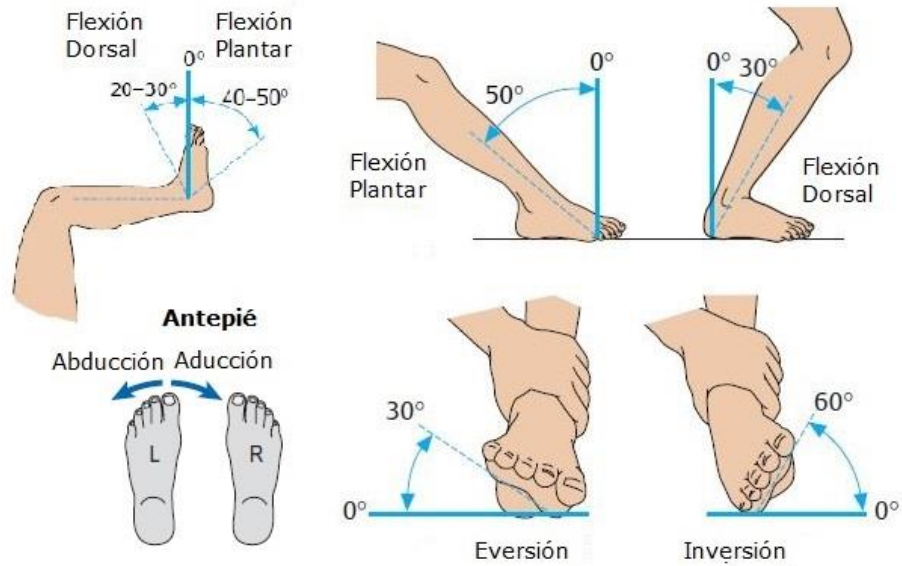


Figura N° 3.16: Rango de movimiento del pie [4], [6]

3.4. Marcha humana normal

Se define marcha humana al proceso en que incurre una persona para su desplazamiento, el cual se lleva a cabo con bajo nivel de esfuerzo y bajo consumo energético. Una característica principal de la marcha es que el peso corporal es distribuido en las extremidades inferiores de tal forma que provean tanto soporte como propulsión [11]. Al ocurrir el desplazamiento del cuerpo sobre el miembro inferior de soporte, el otro miembro inferior se balancea hacia adelante para actuar como el próximo soporte y propulsor del cuerpo.

El aprendizaje de la marcha humana varía entre personas, tanto así que cada ser desarrolla su propio estilo, sin embargo, existen similitudes entre distintos individuos que permiten establecer variables para definir los parámetros normales de la marcha. Esto incluye las posibles variaciones causadas tanto por factores intrínsecos (edad, sexo) como extrínsecos (terreno, velocidad, pendiente, calzado) [12].

3.4.1. El proceso de marcha y sus fases

Al considerar los acontecimientos que ocurren en este proceso, los que se desarrollan de forma sucesiva, alterna y uniforme, se entiende a la marcha como un proceso cíclico. Por lo general, se define el inicio del ciclo al producirse el contacto del pie derecho con el suelo, y su término en el momento en que nuevamente se produce este. [11].

La marcha se divide en dos grandes fases generales; la de apoyo y oscilación (Figura 3.17), definidas a continuación:

- Fase de apoyo: Comprende desde el contacto inicial del talón, hasta el levantamiento total del pie.
- Fase de balanceo: El pie se encuentra desplazándose en el aire, y transcurre desde el instante de ascenso del antepié hasta el próximo contacto con el suelo.

Ambas fases representan la totalidad del ciclo, dividiéndose en un 60 y 40% respectivamente. Los miembros inferiores se encuentran desfasados en un 50%, lo que

produce dos periodos de apoyo monopodal y bipodal. Estos períodos se definen a continuación:

- Período de apoyo monopodal: Tramo durante el cual un solo miembro actúa como apoyo, mientras el otro se encuentra en fase de balanceo. Representado en la zona central de la Figura 3.17, sólo existe un apoyo monopodal en una marcha normal.
- Período de apoyo bipodal: Tramo durante el cual ambos miembros se encuentran sobre el suelo. Está representado en la zona central de la Figura 3.17 y es el intervalo más corto.

Cabe señalar, que la duración del apoyo bipodal representa cerca del 10% del ciclo de marcha, sin embargo, tanto este período como las fases detalladas previamente, son función de la velocidad, tanto así que a medida que esta aumenta los períodos de apoyo bipodal disminuyen de forma progresiva, hasta desaparecer.

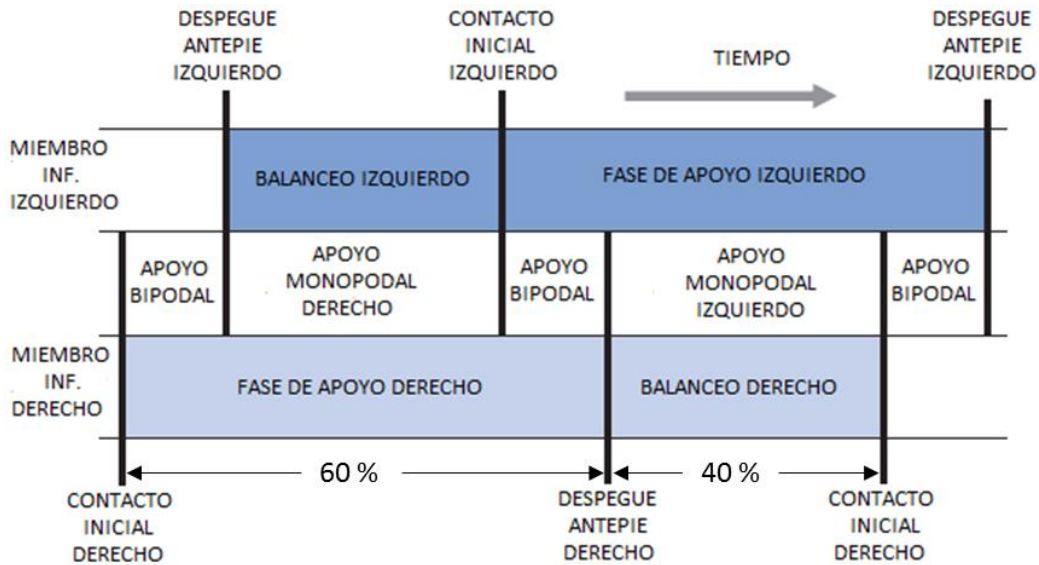


Figura N° 3.17: Ciclo de marcha, el cual marca su inicio y término en la etapa de CI del miembro inferior derecho [13]

3.4.2. Parámetros característicos de la marcha

Al establecer el concepto de marcha humana normal, este debe ser caracterizado a través de parámetros, que varían tanto entre sujetos como en un mismo individuo. Estos se dividen en las categorías espaciales, temporales, espacio-temporales, cinéticos y cinemáticos [14]. En la siguiente tabla se resumen los parámetros espaciales, temporales y la combinación de estos.

Tabla 1: Parámetros de la marcha normal [11, 13, 15]

Parámetros de la Marcha	
Temporales	
Ciclo de Marcha	Proceso que se repite de forma periódica, y que comienza y finaliza con la etapa de CI
Periodo de Paso	Lapso de tiempo entre el CI de un miembro inferior y el del miembro opuesto
Periodo de Soporte	Intervalo que comprende desde el CI hasta el PB
Periodo de Balanceo	Tiempo que transcurre entre las etapas de PB y CI
Espaciales	
Longitud de Zancada	Longitud entre dos etapas de CI de un miembro inferior (Figura 3.18)
Longitud de Paso	Longitud entre las etapas de CI de ambos pies (Figura 3.18)
Ángulo de Paso	Orientación del pie con respecto a la dirección de progresión de la marcha. Su valor normal se encuentra en un rango de 5° a 8° (Figura 3.18)
Espacio – Temporales	
Velocidad	Distancia por unidad de tiempo.
Cadencia	Cantidad de pasos por unidad de tiempo.

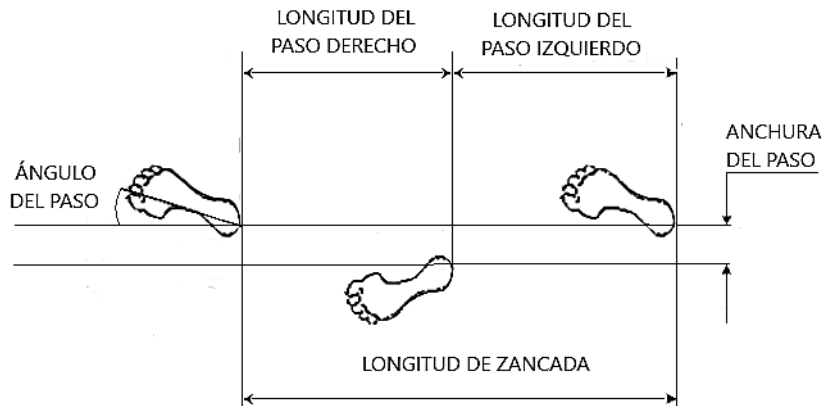


Figura N° 3.18: Parámetros espaciales de la marcha [13]

3.4.3. Subdivisión del ciclo de marcha

Para describir con mayor facilidad el ciclo de marcha, es conveniente realizar una subdivisión de las fases ya presentadas con anterioridad. La fase de apoyo, se divide en contacto inicial, respuesta a la carga, soporte medio, soporte terminal y pre-balanceo. Con respecto a la fase de balanceo, este consta de las etapas de balanceo inicial, balanceo medio y balanceo terminal. Esta subdivisión se observa en la Figura 3.19.

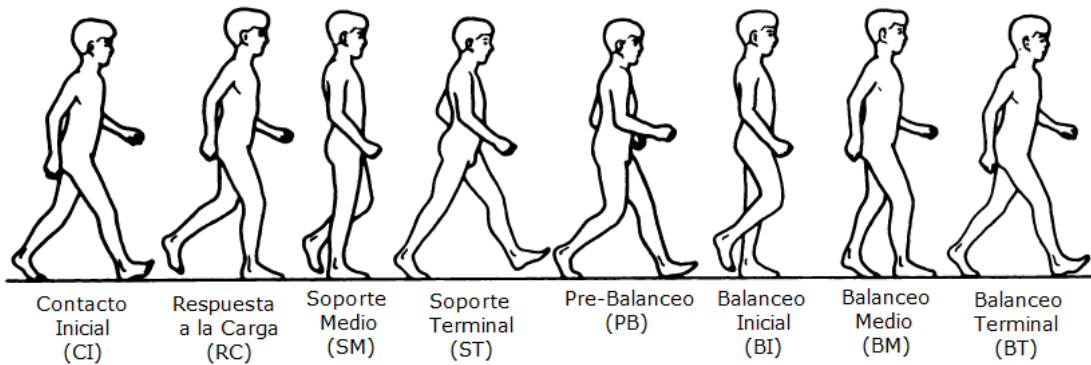


Figura N° 3.19: Etapas del ciclo de marcha [16]

La etapa de Contacto Inicial (CI) comprende desde el 0 al 2% de la marcha y es el instante en el cual se genera el golpe de talón. Generalmente se utiliza para definir el comienzo y finalización de un ciclo.

Durante la etapa de Respuesta a la Carga (RC) transcurre el primer período de apoyo bipodal, el cual transcurre entre el instante del CI y el despegue del antepié del miembro contralateral, en condiciones normales. Esta comprende entre el 0%-10% del ciclo de marcha, y el miembro inferior que realiza contacto total con el piso, absorbe el impacto y posteriormente soporta el peso total del cuerpo. Durante este período la rodilla flexiona y el tobillo realiza una flexión plantar, controlados, respectivamente, por el cuádriceps y el tibial anterior, al tiempo que estabiliza la cadera.

Al ocurrir el despegue del piso de la extremidad opuesta, se marca el inicio de la etapa Soporte Medio (SM), la que corresponde a una fase de apoyo monopodal que abarca desde un 10 a un 30% del ciclo. La rotación de la pierna de apoyo produce un desplazamiento del peso corporal de forma longitudinal en la zona plantar.

Soporte Terminal (ST) transcurre entre el 30-50% del ciclo de marcha. Se caracteriza por el despegue de talón, transfiriendo la carga hacia la zona anterior del pie. Adicionalmente, se genera el CI del miembro opuesto.

La última etapa de esta fase corresponde al Pre-balanceo (PB), la que constituye entre el 50-60% del ciclo. Se caracteriza por CI del pie opuesto y el levantamiento del pie de apoyo, produciendo a su vez la transferencia del peso corporal.

La primera etapa de la fase de balanceo corresponde al Balanceo Inicial (BI), y contempla aproximadamente del 50% al 73% del ciclo. Esta se inicia al momento del despegue del miembro inferior y finaliza al ocurrir la máxima flexión de rodilla (60°).

Al seguir el desplazamiento del muslo y al alcanzar la máxima flexión de rodilla, esta se extiende. La etapa de Balanceo Medio (BM) abarca entre el 73% al 87% y finaliza cuando la tibia se dispone en posición perpendicular al piso.

Finalmente, el Balanceo Terminal (BT) inicia cuando la tibia se encuentra en posición vertical, y prosigue con la extensión completa de rodilla, a su vez el miembro inferior se dispone a recibir la carga durante el CI del próximo ciclo.

3.5. Métodos de estudio de la marcha

3.5.1. Método cinético

Entre los parámetros cinéticos de la marcha destacan las fuerzas de reacción del suelo (FRS), momentos y potencias de las articulaciones. En el presente estudio se analiza el comportamiento de una prótesis transtibial durante la fase de apoyo en la cual se aplican las FRS, debido a que corresponde a una combinación de fuerzas presentes en la zona inferior de la prótesis [17].

La medición de las FRS se realiza mediante el uso de plataformas dinamométricas, las cuales determinan la magnitud, dirección y sentido del vector fuerza total y sus componentes. Estas últimas se suelen expresar como porcentaje con respecto a la masa corporal, y se dividen en: Antero – Posterior; Medio – Lateral y Vertical [13, 17].

En la Figura 3.20 se representa gráficamente la razón entre las FRS y el peso corporal versus el porcentaje del ciclo de marcha. Los datos observados en este gráfico corresponden a una fracción del conjunto de datos obtenidos en un estudio de la marcha realizado a una muestra de veinte adultos sanos (22 – 72 años), con intervalos de medición de un uno por ciento [18]. La fuerza vertical (rojo) es la de mayor magnitud y representa las oscilaciones verticales del centro de gravedad (CG). Mientras que la fuerza ejercida para el frenado (CI) y empuje (PB) se denominan como fuerza Antero - Posterior (azul). Respecto a las fuerzas Medio - Laterales (verde), corresponden a las reacciones de los movimientos laterales del CG, siendo las de menor magnitud. Las fuerzas de reacción del suelo graficadas se encuentran entre las etapas de CI a PB, fase en la que existe el apoyo del miembro inferior.

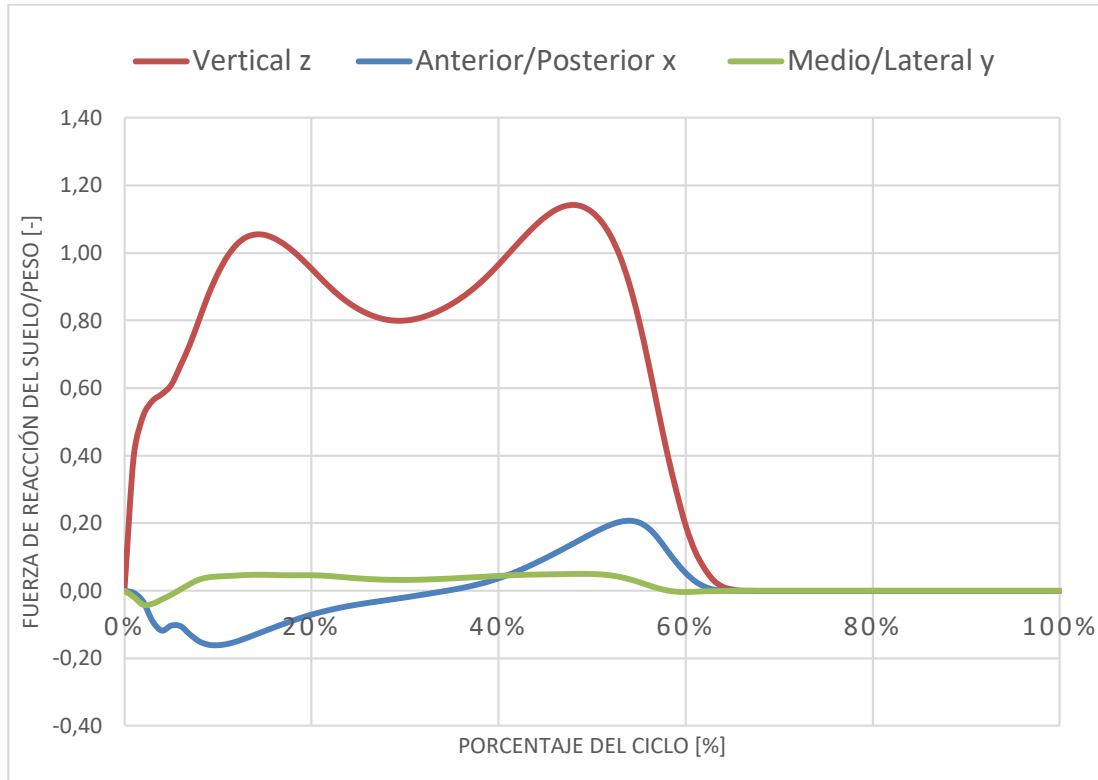


Figura N° 3.20: Fuerzas de reacción del suelo en el ciclo de marcha [18]

Para realizar un análisis estructural a una prótesis de pie, se establece un rango de cargas de prueba que abarca desde los 80 hasta los 120 kgf, con incrementos de 20 kgf entre cada intervalo. A partir de los datos obtenidos mediante el gráfico de la Figura 3.20, se elabora la tabla 2, la cual resume los valores máximos en cada etapa de la fase de apoyo.

Tabla 2: Fuerzas de reacción del suelo [18]

Masa [kg]	Etapa	Intervalo [%]	Valor Máximo [-]	FRS [N]
80	Contacto Inicial]0-3]	0,57	447,81
	Respuesta a la carga]3-10]	0,95	749,02
	Soporte Medio]10-30]	1,06	834,85
	Soporte Terminal]30-50]	1,15	904,05
	Pre-balanceo]50-60]	1,13	890,52
100	Contacto Inicial]0-3]	0,57	559,76
	Respuesta a la carga]3-10]	0,95	936,28
	Soporte Medio]10-30]	1,06	1043,57
	Soporte Terminal]30-50]	1,15	1130,06
	Pre-balanceo]50-60]	1,13	1113,15
120	Contacto Inicial]0-3]	0,57	671,71
	Respuesta a la carga]3-10]	0,95	1123,54
	Soporte Medio]10-30]	1,06	1252,28
	Soporte Terminal]30-50]	1,15	1356,07
	Pre-balanceo]50-60]	1,13	1335,79

3.5.2. Método cinemático – fotogrametría

La estéreo-fotogrametría consiste en la obtención de información espacial a partir de imágenes planas (fotogramas) en cualquiera de los planos anatómicos. Entre los parámetros de estudio se suelen incluir las velocidades, aceleraciones, variaciones angulares de las articulaciones y la posición de los segmentos corporales.

Para este tipo de análisis se utilizan marcadores reflectantes, lo que permite detectar los puntos anatómicos de interés (Figura 3.21). Los marcadores, suelen ubicarse en puntos de prominencias óseas según el protocolo Davis [19], debido a que es una fuente de error usual en la medición de los parámetros cinemáticos. Sin embargo, en el plano sagital es menos significativo que en el resto [14].

El registro de estos parámetros se realiza a través de cámaras de video dispuestas de forma paralela al plano a utilizar. Estas poseen una velocidad de 50 o 60 imágenes por segundos, frecuencia suficiente para el análisis posterior, aunque también existen algunas que logran captar hasta 400 fotogramas por segundos. Sin embargo, también se emplean otras de menor frecuencia, las que a través de una interpolación permiten duplicar su frecuencia de muestreo [20].

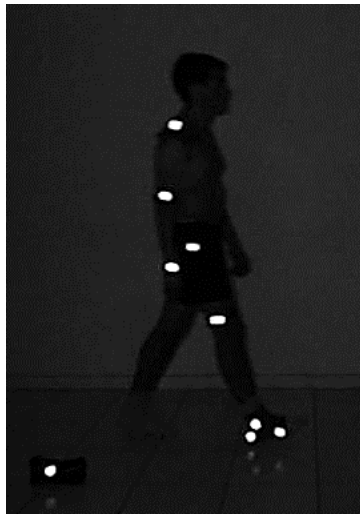


Figura N° 3.21: Registro en Plano Sagital

Para el presente trabajo de título se proceden a analizar treinta y siete fotogramas del ciclo de marcha humana normal en el plano sagital, como el de la Figura 3.21. El programa utilizado es ImageJ, programa de procesamiento digital y de dominio público. Los fotogramas constan de una frecuencia de 30 Hz, y son tomados en el Laboratorio de Análisis de Marcha, de la Universidad de las Américas, por el académico Maximiliano Torres y dispuestos para este trabajo de título. A través del programa se procede a analizar la posición del pie con respecto a la horizontal durante todo el ciclo de marcha, para posteriormente utilizar estos datos en conjunto con los parámetros cinéticos ya presentados. En la tabla 3 se resumen los ángulos obtenidos del miembro inferior distal en el plano sagital, con respecto a la horizontal.

Tabla 3: Posición angular del Pie con respecto al suelo en plano sagital

Etapa	Ciclo [%]	Ángulos [°]
Contacto inicial	3	15
Respuesta a la carga	5	10
	8	7
	10	0
Soporte Medio	14	0
	16	0
	19	0
	22	0
	24	0
	27	0
	30	-2
Soporte Terminal	32	-5
	35	-5
	38	-4
	41	-7
	43	-10
	46	-10
	49	-15
Pre-balanceo	51	-19
	54	-26
	57	-31
	59	-48

3.6. Nivel de amputación transtibial

La amputación corresponde a un procedimiento quirúrgico permanente y el nivel de esta genera un impacto determinante desde el punto de vista funcional de una persona. Debido a esto se requiere de una longitud adecuada de muñón que permita conservar las características funcionales de manera propicia, por lo cual es deseable conservar la articulación de rodilla y evitar la amputación a nivel del muslo [13]. Sin embargo, esto

no siempre es factible, debido a que los niveles de amputación varían entre individuos, y dependen de factores tales como enfermedades, fracturas, malformaciones congénitas, etc., siendo de peor pronóstico funcional el hecho de sufrir una amputación más proximal, e inclusive resultando con un mayor costo energético de la marcha en comparación a amputaciones más distales [21].

En la Figura 3.22 se muestran diferentes niveles de amputación, en el caso de la amputación transtibial, esta se realiza por debajo del nivel de la rodilla, siendo el nivel óptimo de longitud 12 cm y nunca mayor de 15cm [22].

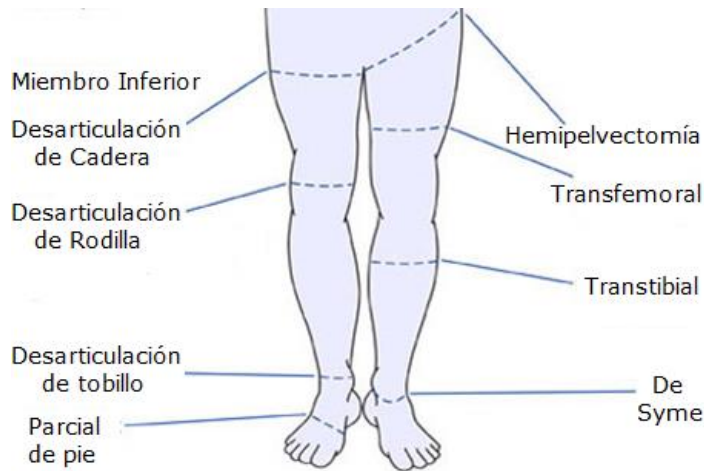


Figura N° 3.22: Niveles de amputación del miembro inferior [23]

3.7. Prótesis de miembros inferiores

Una prótesis de miembro inferior corresponde a un mecanismo que proporciona un soporte estático estructural, pero no las funciones dinámicas que constan a la masa muscular perdida. De forma general, toda prótesis de miembro inferior emula en diferentes grados las funciones del segmento amputado, sin embargo, esto último obedece al tipo de prótesis utilizada.

3.7.1. Tipos de prótesis para amputación tibial

Una prótesis transtibial (Figura 3.23) corresponde a aquella en la cual su implementación es bajo el nivel de la rodilla. Dentro de sus componentes básicos se encuentran el pie y el tobillo, el pilón o vara, que distribuye la carga sobre el pie, y el socket o encaje con el muñón.



Figura N° 3.23: Estructura general de una prótesis transtibial

Las mayores diferencias entre prótesis de amputados tibiales, se producen entre el tipo de prótesis de pie y tobillo a implementar. Estas últimas se pueden clasificar en tres grupos: no articulados, articulados y almacenadores de energía.

Dentro de las prótesis no articuladas, el tipo de pie más representativo de este grupo corresponde al pie SACH (Figura 3.24), el cual mediante deformaciones en el talón disipa las cargas producidas durante la etapa de contacto inicial, por lo que no produce impulso de la extremidad en la etapa final de la fase de apoyo. También entra en este

grupo el Pie Dinámico, con comportamiento similar al SACH, pero con la ventaja de que facilita una marcha más simétrica con respecto al miembro inferior no amputado.

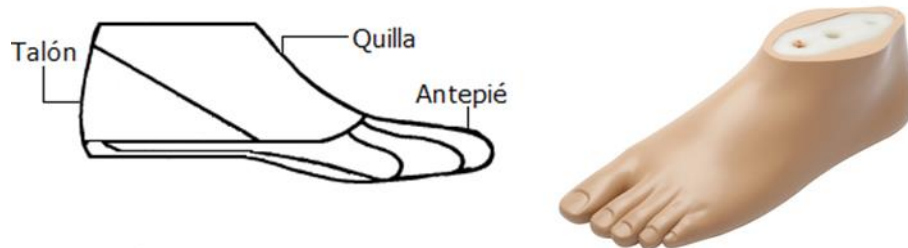


Figura N° 3.24: Prótesis de pie SACH [24]

Las prótesis articuladas se dividen en dos categorías, pies de eje sencillo y pies de eje múltiple (Figura 3.25). Con respecto al primer tipo, este permite movimientos de flexión plantar y flexión dorsal en un rango mayor en comparación al pie SACH, aportando mayor estabilidad a la rodilla. También posee resortes que acumulan energía durante el apoyo, lo cual genera el impulso en la etapa final de la fase de apoyo. La prótesis de pie de eje múltiple, posee dos grados de libertad, lo que permite movimientos de flexión plantar, flexión dorsal, eversión e inversión en superficies que lo requieran.

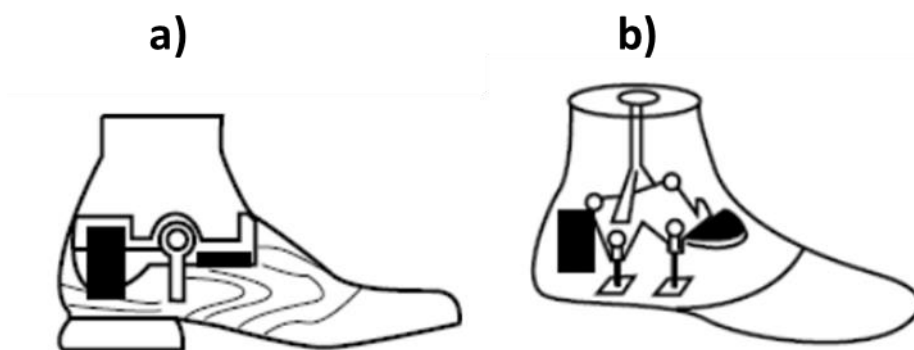


Figura N° 3.25: a) Prótesis articulada de eje simple b) Prótesis articulada de eje múltiple [25]

La prótesis almacenadora de energía es el tipo más reciente, se caracterizan por una absorción y liberación de energía mayor en cuanto al resto de las prótesis del mercado, aunque no se asemeja a los valores de un pie normal. La prótesis de pie más representativa de su tipo, son el modelo Flex – Foot (Figura 3.26), Pie Seattle, Carbon Copy II, entre otros.



Figura N° 3.26: Prótesis almacenadora de energía modelo Flex-Foot [26]

3.7.1.1. Prótesis a analizar

El conjunto a analizar en el presente trabajo de título corresponde a la prótesis BIOstep, desarrollada por TakeaHand. El diseño de esta, corresponde a una prótesis del tipo articulada de eje sencillo, lo que permite movimientos de flexión plantar y flexión dorsal. Debido a que cuenta con un sistema de amortiguación doble, esto provoca la absorción del impacto durante la etapa de contacto inicial, y el impulso durante la fase de pre-balanceo.

En cuanto a la composición estructural, esta consta de veintitrés componentes, en la Figura 3.27 se presentan cinco piezas del conjunto que forman la estructura externa de la prótesis.

Cabe mencionar que la unión de estos elementos se realiza a través de un conjunto de placas, formando la estructura interna de la prótesis, estas permiten el movimiento relativo entre las piezas externas. En la Figura 3.28 se observa tanto el conjunto de aluminio, como la disposición de este al interior de la prótesis.

Por último, los elementos restantes corresponden a ocho pasadores y cinco resortes. En la sección 9.1 se presentan las fichas técnicas de los resortes utilizados en las zonas del retropié y pie medio, sin embargo no se cuenta con información de los resortes utilizados en la zona del antepié.

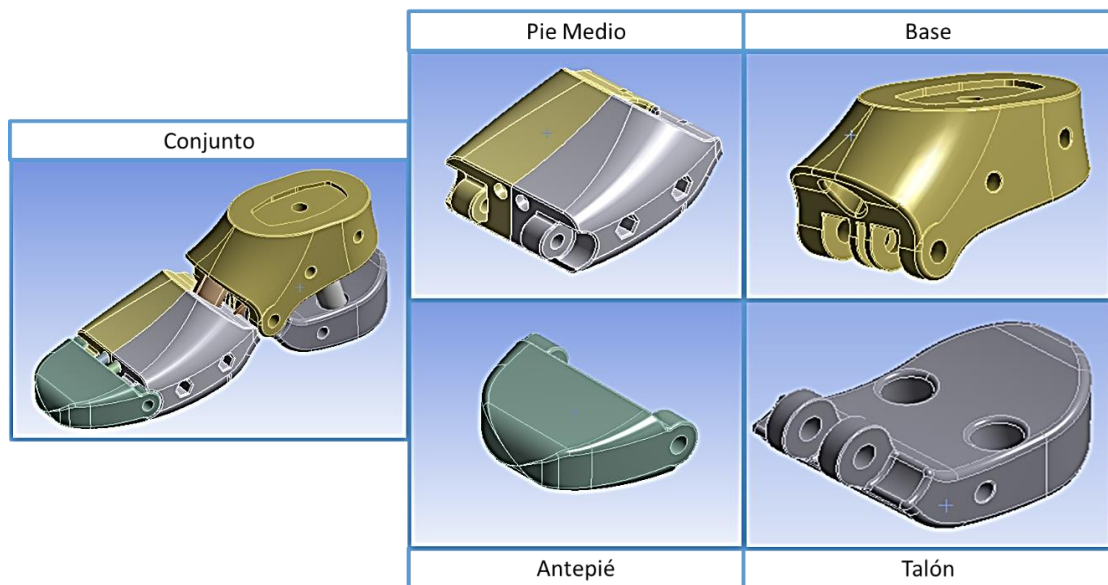


Figura N° 3.27: Conjunto y componentes de la prótesis BIOstep

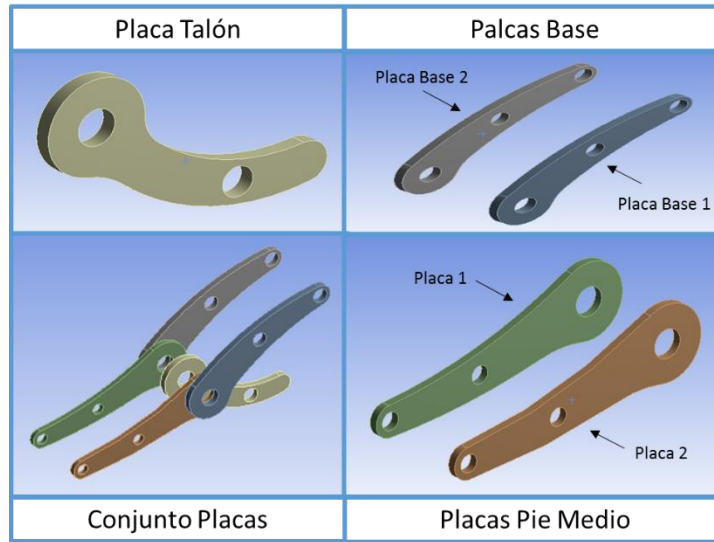


Figura N° 3.28 Estructura interna de la prótesis

3.8. Técnica de modelado por deposición de material fundido

La técnica de modelado por deposición de material fundido (FDM) es un proceso de manufactura aditiva, método reciente de fabricación de prototipado rápido [27]. El proceso de fabricación consiste en utilizar un modelo diseñado en un programa CAD, el cual es procesado a través de un software para dividirlo en secciones, y posteriormente fabricarlo mediante capas sucesivas de material fundido. En la Figura 3.29 se presenta un diagrama de flujo del proceso de fabricación de prototipado rápido por FDM.

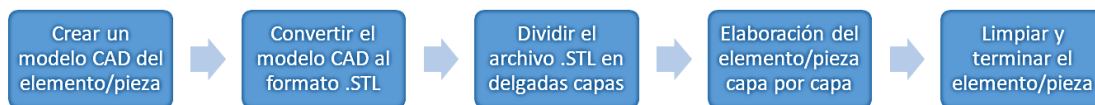


Figura N° 3.29: Diagrama de flujo para proceso de prototipado rápido [27]

Las impresoras 3D (Figura 3.30) que aplican la técnica FDM utilizan materiales termoplásticos en forma de filamentos y almacenados en rollos, dividiéndose en las

categorías de modelado y soporte. La fabricación de las piezas o elementos diseñados en el software CAD se realizan a través de filamentos de modelado, mientras que el de soporte actúa de forma auxiliar en la estructura en caso de ser necesario.

Los filamentos se introducen en boquillas de extrusión, donde se calientan hasta un estado semilíquido y a través de un mecanismo de dosificación se controla el flujo de fundición [28]. La boquilla se ubica en el cabezal de impresión, el cual se desplaza por el plano horizontal, mientras que con la fundición del filamento forma una capa del modelo de un espesor determinado. Posteriormente, se genera el desplazamiento vertical de la estructura base, para formar la siguiente capa. Al finalizar la impresión 3D, se debe retirar el material de soporte.

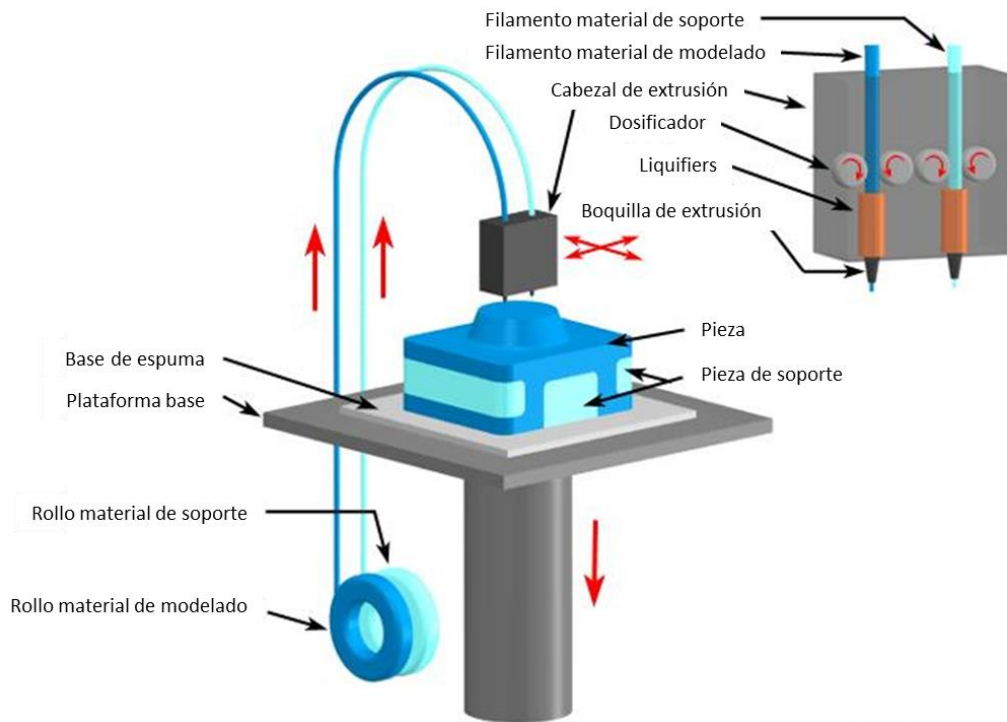


Figura N° 3.30: Estructura básica de una impresora 3D [27]

3.8.1. Parámetros de fabricación por FDM

Otro aspecto a considerar dentro de los procesos FDM es la calidad de las piezas elaboradas, la que depende en gran medida de los parámetros del proceso de impresión. Según la literatura, se han identificado cinco parámetros críticos, aunque se suele incluir un parámetro extra [29], estos se representan en la Figura 3.31 y se definen como:

1. Espesor de capa: Es la altura de la capa de material extrudido (Figura 3.31-a).
2. Orientación de impresión: Es la orientación de la pieza con respecto a la plataforma base de construcción. Este parámetro influye en la distribución de las propiedades mecánicas de las piezas con respecto a cada eje coordenado (Figura 3.31-b)
3. Espacio de aire: Es el espacio entre dos tramas (Figura 3.31-c)
4. Ángulo de trama: Es la orientación de las tramas de material con respecto al eje de coordenadas X de la plataforma base (Figura 3.31-c)
5. Ancho de trama: Es el ancho del material de relleno depositado, entre más alto sea este valor, mayor será el porcentaje de relleno de la pieza o modelo. El valor del ancho está limitado por el diámetro de la boquilla (Figura 3.31-c)
6. Número de contornos: Corresponde a la cantidad de capas que cubren a la pieza o modelo, el ancho de estos es función del diámetro de la boquilla de extrusión (Figura 3.31-c).

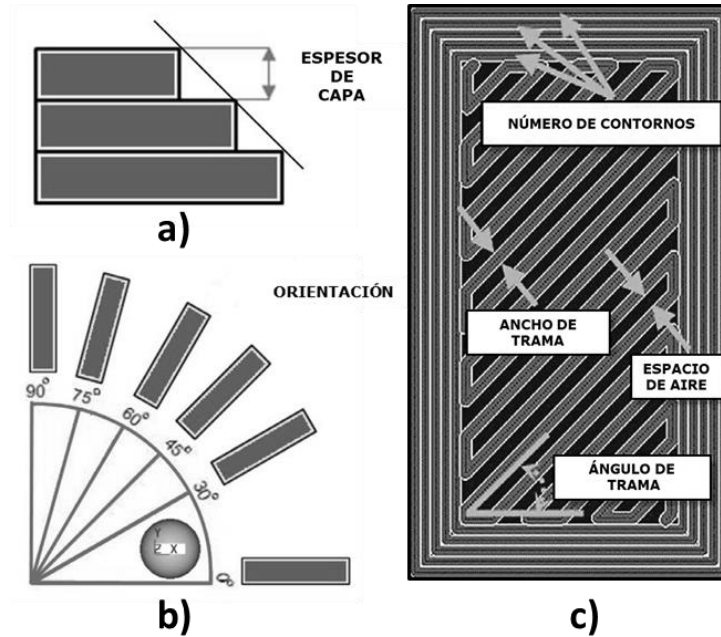


Figura N° 3.31: Parámetros de fabricación por FDM [29]

3.8.2. Materiales considerados

La prótesis antes detallada es fabricada a través de la técnica FDM, por medio de la impresora 3D Zortrax M200, representada en la Figura 3.32.



Figura N° 3.32: Impresora 3D marca Zortrax modelo M200

El material de modelado de la estructura externa de la prótesis (Figura 3.27) corresponde a Z – ABS, material especialmente diseñado para ser utilizado en la impresora ya mencionada. En la tabla 4 se resumen las propiedades mecánicas de interés entregadas por el fabricante.

Tabla 4: Propiedades mecánicas del Z – ABS, ASTM

Propiedades Mecánicas	Magnitud	Unidades
Densidad	1040	[kg/m ³]
Módulo de Young	1,86	[GPa]
Esfuerzo Último	38	[MPa]
Esfuerzo de fluencia	30,3	[MPa]

La estructura interna de la prótesis (Figura 3.28) es fabricada en base a una aleación de aluminio, sus propiedades se obtienen a través del módulo fuentes de datos de ingeniería del software Ansys Workbench y se resumen en la tabla 5.

Tabla 5: Propiedades mecánicas aluminio

Propiedades Mecánicas	Magnitud	Unidades
Densidad	2770	[kg/m ³]
Módulo de Young	71000	[GPa]
Esfuerzo Último	310	[MPa]
Esfuerzo de fluencia	280	[MPa]

En cuanto a los componentes como pasadores y resortes, estos son fabricados en acero inoxidable y sus propiedades se obtienen a través del mismo módulo, las que se resumen en la tabla 6.

Tabla 6: Propiedades mecánicas acero inoxidable

Propiedades Mecánicas	Magnitud	Unidades
Densidad	7750	[kg/m ³]
Módulo de Young	193000	[GPa]
Esfuerzo Último	586	[MPa]
Esfuerzo de fluencia	207	[MPa]

3.8.3. Parámetros de fabricación de la prótesis

Debido a que los parámetros de fabricación influyen de forma crítica en la calidad de los elementos fabricados por FDM, la modificación de estos otorga a la pieza propiedades mecánicas características.

La impresora Zortrax M200 cuenta con un software dedicado llamado Z – Suite, el cual permite ajustar ciertos parámetros de impresión de los modelos, tales como el espesor de las capas, el ancho del tramado o porcentaje de relleno y la orientación de impresión. El resto de parámetros se ajustan de forma automática. En la Figura 3.33 se visualizan las opciones de ajuste que ofrece el software.



Figura N° 3.33: Entorno Z-Suite, parámetros modificables

Cabe mencionar que todas las piezas de la estructura externa (Figura 3.27) son fabricadas con un relleno alto, a excepción de la pieza denominada base, la cual es elaborada con un relleno máximo. La orientación de impresión de los componentes con respecto a la plataforma base se visualiza en la Figura 3.34.

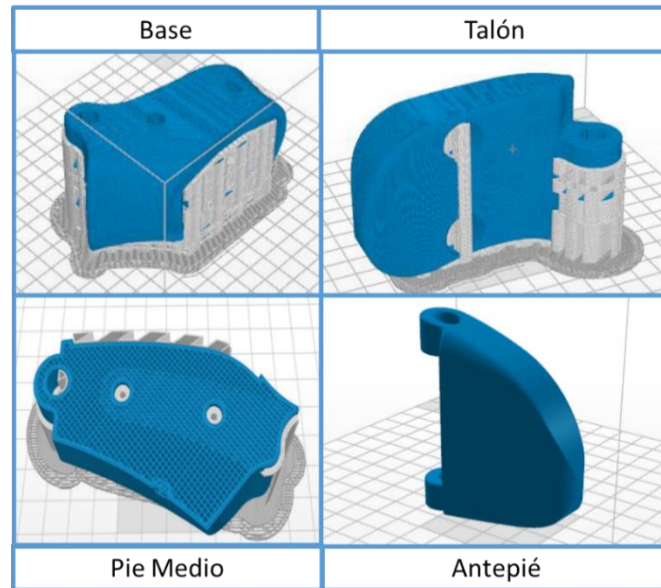


Figura N° 3.34: Orientación de fabricación de componentes

Por otro lado, las propiedades mecánicas de las piezas fabricadas mediante el proceso FDM se obtienen a través de simulaciones numéricas mediante el uso del Método de Elementos Finitos, lo cual es desarrollado en otro trabajo de título [30]. En la tabla 7 se resumen las constantes ingenieriles obtenidas, para los dos tipos de porcentaje de relleno establecidos.

Tabla 7: Constantes ingenieriles de Z-ABS para distintos tipos de relleno

Propiedades Mecánicas		Relleno Máximo	Relleno Alto	Unidades
Módulo de Young	E_{xx}	1.566,67	515,23	[MPa]
	E_{yy}	1.566,67	515,23	[MPa]
	E_{zz}	1.738,28	827,85	[MPa]
Coeficiente de Poisson	ν_{yx}	0,30	0,07	[-]
	ν_{zx}	0,33	0,33	[-]
	ν_{xy}	0,30	0,07	[-]
	ν_{zy}	0,33	0,33	[-]
	ν_{xz}	0,30	0,21	[-]
	ν_{yz}	0,30	0,21	[-]
	Módulo de Cizalladura	G_{xy}	542,35	22,83
G_{yz}		606,44	192,18	[MPa]
G_{xz}		606,44	192,18	[MPa]

4. Metodología

Se lleva a cabo una simulación del comportamiento mecánico de la prótesis BIOstep, fabricada a través de tecnología de impresión 3D por la empresa TakeaHand, frente a una condición de carga estática durante cada etapa de la fase de apoyo del ciclo de marcha humana. Los niveles de carga para dicha fase van desde los 80 hasta los 120 kgf, con incrementos de 20 kgf, obteniéndose un total de quince simulaciones. Para ello, se realiza un modelo MEF del conjunto a través del software comercial Ansys Workbench. Este permite establecer propiedades mecánicas según el material de fabricación de cada componente del conjunto, y considerar las interacciones entre las piezas que ejercen contacto entre sí.

En lo que respecta a las etapas de la fase de apoyo, explicadas en la sección 3.4.3, sólo se consideran las etapas de dicha fase, ya que es el periodo en el cual el pie entra en contacto con el suelo y finaliza con el despegue del antepié.

En cuanto a los antecedentes de las cargas involucradas, no existe un registro de mediciones de fuerzas en sujetos que utilicen la prótesis a analizar. Debido a esto, se recurre al artículo científico señalado en la sección 3.5.1, el que presenta mediciones de las fuerzas de reacción del suelo realizadas a personas adultas, las cuales poseen una marcha dentro de los parámetros normales. Estas mediciones de fuerza son expresadas en función de la masa corporal.

Con apoyo de las mediciones, presentadas en la sección 3.5.2, de la orientación del pie en el plano sagital, se establece un sistema de referencia auxiliar para cada etapa de la marcha humana. Esto implica que se deben modificar los vectores de fuerza obtenidos previamente, con tal de mantener los efectos físicos que provoca cada componente de fuerza sobre la prótesis.

En los puntos siguientes se profundiza respecto a la metodología de este trabajo, y el uso del software Ansys Workbench como herramienta de análisis.

4.1. Determinación de fuerzas

El análisis estructural de la prótesis BIOstep se lleva a cabo mediante la sollicitación de esta a través de diferentes niveles de carga estática durante un ciclo de marcha. Cabe señalar que el nivel máximo de carga corresponde a 120 kgf, siendo este valor el informado por los desarrolladores de la prótesis. Considerando la información anterior como un supuesto, se procede a evaluar en situaciones de sollicitación menos exigentes, con el fin de analizar el comportamiento en un rango de cargas, y no solo en un caso puntual. Es por ello que se define un nivel de carga desde los 80 kgf hasta los 120 kgf, con intervalos de 20 kgf.

A medida que se desarrolla el ciclo de marcha, las magnitudes y las orientaciones de las fuerzas de reacción varían tanto en magnitud como sentido (Figura 3.20), estas variaciones en las componentes de la fuerza se registran en la tabla 8. Las fuerzas actúan a lo largo del centro de presión instantáneo del pie, el cual se desplaza en cada etapa del ciclo de marcha como ilustra la Figura 4.35. Sin embargo, para efectos de este trabajo se considera que en las etapas de RC y SM, en las cuales el pie se encuentra totalmente apoyado en el suelo, la existencia de dos puntos de apoyo entre los que se distribuye la carga. Lo anterior no es algo antojadizo, de hecho se ha podido comprobar que el 60% de las fuerzas actúan en la zona del retropié, mientras que el 40% actúa sobre el antepié [9] para una posición horizontal del pie.

Las fuerzas descritas en la tabla 8 están medidas desde un sistema de referencia ubicado en el suelo, por lo que sus direcciones coinciden con las direcciones de los planos anatómicos principales. Con respecto a la dirección y sentido de las fuerzas, es necesario definir lo siguiente:

- Fuerza Anterior – Posterior: Corresponde a la fuerza F_X , es positiva cuando su sentido es anterior y negativa cuando es posterior

- Fuerza Medial – Lateral: Corresponde a la fuerza F_Y , es positiva cuando su sentido es Medial y negativa cuando es lateral
- Fuerza Vertical: Corresponde a la fuerza F_Z , es positiva cuando su sentido es superior y negativa cuando es inferior

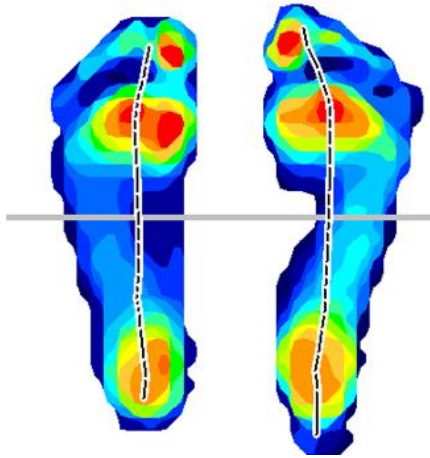


Figura N° 4.35: Variación del centro de presión instantáneo del pie en la marcha

Para realizar el análisis con el software ANSYS Workbench, es necesario hacer una modificación a las direcciones y sentidos de las fuerzas de reacción. A modo de ejemplo, en la Figura 4.36 se presenta la etapa de Contacto Inicial desde dos puntos de vista. Ahora bien, estas dos situaciones son idénticas si se lleva a cabo el respectivo cambio de sistema de referencia. En la Figura 4.36-a el sistema de referencia se encuentra en la misma prótesis, mientras que en la Figura 4.36-b se encuentra en un punto externo a la prótesis. Para el posterior análisis de cada etapa, se opta por establecer el sistema de referencia auxiliar en la prótesis, modificando los vectores de fuerza de reacción según corresponda.

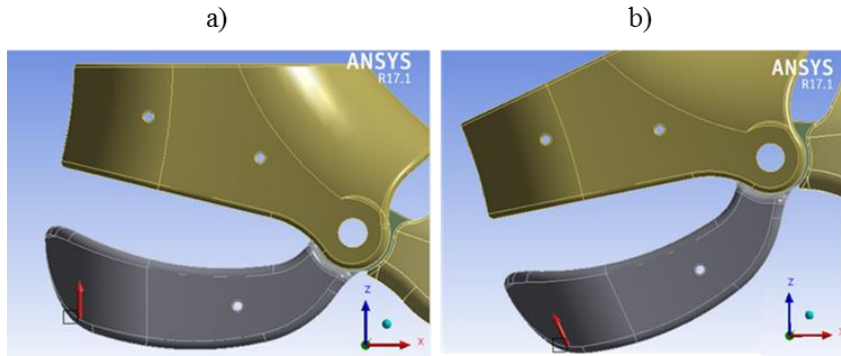


Figura N° 4.36: a) Fuerza aplicada vista desde sistema de referencia auxiliar, ubicada en el conjunto
 b) Fuerza aplicada vista desde un sistema de referencia ubicado el suelo

Tabla 8: Fuerzas de reacción del suelo medidas con un sistema de referencia ubicado en el suelo

Masa [Kg]	Etapas	Porcentaje del ciclo [%]	FX [N]	FY [N]	FZ [N]	Valor Máximo [N]
80	Contacto Inicial	3	-70,22	-30,4	441,22	447,81
	Respuesta a la carga 40%	10	-50,572	13,396	295,008	299,608
	Respuesta a la carga 60%	10	-75,858	20,094	442,512	449,412
	Soporte Medio 40%	14	-40,716	14,972	331,112	333,94
	Soporte Medio 60%	14	-61,074	22,458	496,668	500,91
	Soporte Terminal	48	110,15	39,32	896,45	904,05
	Pre-balanceo	50	133,56	39,17	879,58	890,52
100	Contacto Inicial	3	-87,77	-38	551,53	559,76
	Respuesta a la carga 40%	10	-63,212	16,744	368,76	374,512
	Respuesta a la carga 60%	10	-94,818	25,116	553,14	561,768
	Soporte Medio 40%	14	-50,892	18,716	413,888	417,428
	Soporte Medio 60%	14	-76,338	28,074	620,832	626,142
	Soporte Terminal	48	137,69	49,15	1120,56	1130,06
	Pre-balanceo	50	166,95	48,96	1099,47	1113,15
120	Contacto Inicial	3	-105,32	-45,6	661,83	671,71
	Respuesta a la carga 40%	10	-75,856	20,092	442,512	449,416
	Respuesta a la carga 60%	10	-113,784	30,138	663,768	674,124
	Soporte Medio 40%	14	-61,072	22,46	496,668	500,912
	Soporte Medio 60%	14	-91,608	33,69	745,002	751,368
	Soporte Terminal	48	165,22	58,98	1344,67	1356,07
	Pre-balanceo	50	200,34	58,75	1319,37	1335,79

4.2. Cambio de sistema de coordenadas

Como se explica en el punto anterior, es necesario establecer un sistema de referencia auxiliar para cada etapa de la marcha humana. Para ello, se debe considerar todas las posiciones angulares del pie en los planos transversal y sagital, además del instante en el cual la fuerza de reacción del suelo adquiere un valor máximo, información que se encuentra disponible en las tablas 1, 3 y 8 respectivamente.

El sistema de referencia auxiliar (Figura 4.36-a) se construye mediante la rotación anti-horaria del sistema de referencia original (figura 4.36-b), en torno a uno o más ejes coordenados. Esto se realiza a través de operaciones matriciales, empleando una matriz de rotación y un vector columna de los vectores unitarios del sistema de referencia original. A continuación se detalla la matriz de rotación para cada eje coordenado:

- Rotación en torno al eje X:

$$\mathbf{R}_X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix}$$

- Rotación en torno al eje Y:

$$\mathbf{R}_Y = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix}$$

- Rotación en torno al eje Z:

$$\mathbf{R}_Z = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Cabe mencionar que la rotación efectuada a través de estas matrices es anti-horaria, sin embargo, en caso de realizar una rotación en sentido horario, basta con asignar un valor del ángulo θ menor que cero.

Las rotaciones del conjunto en cada etapa de la marcha humana y los vectores directores de cada sistema de referencia auxiliar se determinan en los siguientes puntos:

- **Contacto Inicial:** Se procede a efectuar la rotación en sentido anti-horario en el plano transversal XY. Esta rotación corresponde al ángulo del paso, el cual es constante y cuyo valor promedio es $\theta = 7^\circ$, por lo que la matriz de rotación en torno al eje Z corresponde a:

$$\mathbf{R}_Z = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) & -\sin(7^\circ) & 0 \\ \sin(7^\circ) & \cos(7^\circ) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Se efectúa la operación entre la matriz de rotación y el vector director del sistema de referencia original, obteniéndose el siguiente vector director rotado:

$$\begin{aligned} \vec{v}_{rotado} &= \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) & -\sin(7^\circ) & 0 \\ \sin(7^\circ) & \cos(7^\circ) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \hat{i} \\ \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} \\ \vec{v}_{rotado} &= \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}' \\ \hat{j}' \\ \hat{k} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

En la figura 4.37 se aprecia la rotación del plano transversal XY en el ángulo $\theta = 7^\circ$ en sentido anti-horario con respecto al eje Z, formando el plano X'Y'.

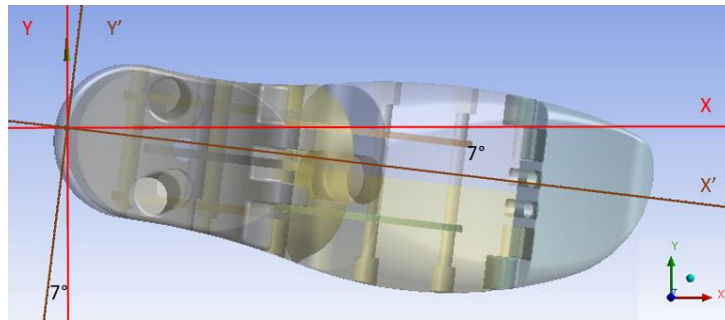


Figura N° 4.37: Rotación del plano transversal XY para obtener el plano X'Y'

Ahora bien, se debe rotar el plano sagital X'Z en sentido anti-horario con respecto al eje Y', cuyo ángulo θ se debe determinar. Para ello se analiza el instante donde la etapa CI presenta un máximo en la fuerza de reacción del suelo, cuyo valor está en torno al 3% del ciclo de marcha, en dicho porcentaje el ángulo en el plano sagital formado entre el pie y el suelo es de $\theta = 15^\circ$, por lo que la matriz de rotación para este plano corresponde a:

$$R_{Y'} = \begin{bmatrix} \cos(15^\circ) & 0 & \sin(15^\circ) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(15^\circ) & 0 & \cos(15^\circ) \end{bmatrix}$$

Al multiplicar esta matriz por el vector director rotado, se produce la rotación del plano sagital X'Z, obteniéndose un nuevo plano sagital X''Z', cuyo vector director del sistema de referencia auxiliar corresponde a:

$$\vec{v}_{CI} = \begin{bmatrix} \cos(15^\circ) & 0 & \sin(15^\circ) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(15^\circ) & 0 & \cos(15^\circ) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix}$$

$$\vec{v}_{CI} = \begin{bmatrix} \cos(15^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \cos(15^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} + \sin(15^\circ) \cdot \hat{k} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ -\sin(15^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} + \sin(15^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} + \cos(15^\circ) \cdot \hat{k} \end{bmatrix}$$

$$\vec{v}_{CI} = \begin{bmatrix} \hat{i}_{CI} \\ \hat{j}_{CI} \\ \hat{k}_{CI} \end{bmatrix}$$

En la Figura 4.38 se aprecia la rotación del plano X'Z en un ángulo $\theta = 15^\circ$ en sentido anti-horario con respecto al eje Y'.

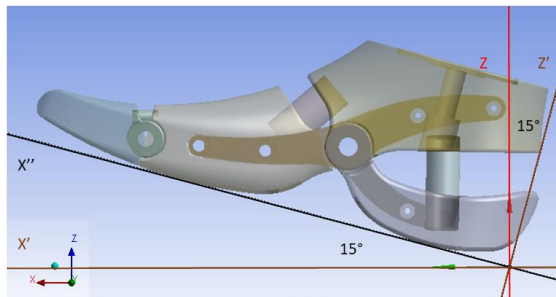


Figura N° 4.38: Rotación del plano sagital X'Z para obtener el plano X''Z'

- Respuesta a la carga: La rotación para esta etapa sigue sentido en sentido anti-horario en el plano transversal XY, en un ángulo $\theta = 7^\circ$, por lo que la matriz de rotación en torno al eje Z corresponde a:

$$\mathbf{R}_Z = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) & -\sin(7^\circ) & 0 \\ \sin(7^\circ) & \cos(7^\circ) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Se efectúa la operación entre la matriz de rotación y el vector director del sistema de referencia original, obteniéndose el siguiente vector director rotado:

$$\begin{aligned} \vec{v}_{rotado} &= \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) & -\sin(7^\circ) & 0 \\ \sin(7^\circ) & \cos(7^\circ) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \hat{i} \\ \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} \\ \vec{v}_{RC} &= \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}_{RC} \\ \hat{j}_{RC} \\ \hat{k}_{RC} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Con respecto a la rotación del plano sagital X'Z con respecto al eje Y', al analizar la máxima fuerza de reacción del suelo, se determina que esta ocurre en torno al 10% del proceso de marcha, instante en el cual el ángulo de inclinación es $\theta = 0^\circ$. Por lo que en esta etapa no se requiere aplicar una rotación del plano sagital X'Z con respecto al eje Y'. Por lo tanto, el vector antes calculado es el vector director del sistema auxiliar.

- Soporte Medio: Se aplica la rotación en sentido anti-horario en el plano transversal XY, en un ángulo $\theta = 7^\circ$, por lo que la matriz de rotación en torno al eje Z corresponde a:

$$\mathbf{R}_Z = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) & -\sin(7^\circ) & 0 \\ \sin(7^\circ) & \cos(7^\circ) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Nuevamente, no existe rotación del plano sagital X'Z con respecto al eje Y' por lo que el vector director resultante es:

$$\vec{v}_{SM} = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}_{SM} \\ \hat{j}_{SM} \\ \hat{k}_{SM} \end{bmatrix}$$

- Soporte terminal: La rotación del plano transversal XY es en sentido anti-horario en un ángulo $\theta = 7^\circ$, por lo que la matriz de rotación en torno al eje Z corresponde a:

$$\mathbf{R}_Z = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) & -\sin(7^\circ) & 0 \\ \sin(7^\circ) & \cos(7^\circ) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Al aplicar la matriz de rotación se obtiene el vector director del sistema de referencia auxiliar, cuya expresión resulta:

$$\vec{v}_{rotado} = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}' \\ \hat{j}' \\ \hat{k} \end{bmatrix}$$

Se cruza información de la tabla 3 junto con información de la tabla 8, y se observa que la fuerza de reacción del suelo adquiere su máximo valor alrededor del 48 % del proceso de marcha, es decir cuando la orientación del pie en el plano sagital es de $\theta = -15^\circ$. Dicho ángulo es negativo, ya que representa una rotación del plano sagital X'Z en sentido horario con respecto al eje Y'. La matriz de rotación para este plano corresponde a:

$$\mathbf{R}_{Y'} = \begin{bmatrix} \cos(-15^\circ) & 0 & \sin(-15^\circ) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(-15^\circ) & 0 & \cos(-15^\circ) \end{bmatrix}$$

El siguiente paso es multiplicar dicha matriz por el vector director rotado, dando como resultado el vector director del sistema de referencia auxiliar:

$$\vec{v}_{ST} = \begin{bmatrix} \cos(-15^\circ) & 0 & \sin(-15^\circ) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(-15^\circ) & 0 & \cos(-15^\circ) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix}$$

$$\vec{v}_{ST} = \begin{bmatrix} \cos(-15^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \cos(-15^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} + \sin(-15^\circ) \cdot \hat{k} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ -\sin(-15^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} + \sin(-15^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} + \cos(-15^\circ) \cdot \hat{k} \end{bmatrix}$$

$$\vec{v}_{ST} = \begin{bmatrix} \cos(15^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \cos(15^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} - \sin(15^\circ) \cdot \hat{k} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(15^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(15^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} + \cos(15^\circ) \cdot \hat{k} \end{bmatrix}$$

$$\vec{v}_{ST} = \begin{bmatrix} \hat{i}_{ST} \\ \hat{j}_{ST} \\ \hat{k}_{ST} \end{bmatrix}$$

- Pre-balanceo: La rotación del plano transversal XY es en sentido anti-horario en un ángulo $\theta = 7^\circ$, por lo que la matriz de rotación en torno al eje Z corresponde a:

$$R_Z = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) & -\sin(7^\circ) & 0 \\ \sin(7^\circ) & \cos(7^\circ) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matriz de rotación permite obtener el vector director del sistema de referencia auxiliar, cuya expresión resulta:

$$\vec{v}_{rotado} = \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}' \\ \hat{j}' \\ \hat{k} \end{bmatrix}$$

En relación a la rotación del plano sagital X'Z con respecto al eje Y', se analiza la máxima fuerza de reacción del suelo y se determina que esta ocurre en torno al 50% de la marcha, instante en el cual el ángulo de inclinación es $\theta = -19^\circ$. Esto implica que la rotación del plano sagital es en sentido horario. Sabiendo esto, la matriz de rotación para dicho plano resulta:

$$R_{Y'} = \begin{bmatrix} \cos(-19^\circ) & 0 & \sin(-19^\circ) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(-19^\circ) & 0 & \cos(-19^\circ) \end{bmatrix}$$

Finalmente, se aplica la matriz de rotación al vector director rotado, obteniendo el nuevo vector director del sistema de referencia auxiliar:

$$\begin{aligned}\vec{v}_{PB} &= \begin{bmatrix} \cos(-19^\circ) & 0 & \sin(-19^\circ) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(-19^\circ) & 0 & \cos(-19^\circ) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \hat{k} \end{bmatrix} \\ \vec{v}_{PB} &= \begin{bmatrix} \cos(-19^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \cos(-19^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} + \sin(-19^\circ) \cdot \hat{k} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ -\sin(-19^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} + \sin(-19^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} + \cos(-19^\circ) \cdot \hat{k} \end{bmatrix} \\ \vec{v}_{PB} &= \begin{bmatrix} \cos(19^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \cos(19^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} - \sin(19^\circ) \cdot \hat{k} \\ \sin(7^\circ) \cdot \hat{i} + \cos(7^\circ) \cdot \hat{j} \\ \sin(19^\circ) \cdot \cos(7^\circ) \cdot \hat{i} - \sin(19^\circ) \cdot \sin(7^\circ) \cdot \hat{j} + \cos(19^\circ) \cdot \hat{k} \end{bmatrix} \\ \vec{v}_{PB} &= \begin{bmatrix} \hat{i}_{PB} \\ \hat{j}_{PB} \\ \hat{k}_{PB} \end{bmatrix}\end{aligned}$$

Una vez calculados todos los vectores directores de cada etapa, se procede a calcular las nuevas componentes de las fuerzas de reacción del suelo según cada sistema de referencia auxiliar, el cual es representado por el vector director correspondiente. Para llevar a cabo la modificación del vector fuerza a un nuevo sistema de referencia, se debe realizar el producto escalar entre el vector fuerza y las componentes unitarias del nuevo sistema de referencia, a modo de proyectar las componentes del vector en los nuevos ejes del sistema de referencia auxiliar.

A modo de ejemplo, el vector fuerza de reacción del suelo en la etapa de Contacto Inicial está representado por el vector fila:

$$\vec{F}_{CI} = [\vec{F}_{CIx} \quad \vec{F}_{CIy} \quad \vec{F}_{CIz}]$$

Para llevar este vector al nuevo sistema de referencia se procede a realizar el producto escalar entre este y cada componente unitaria del vector director auxiliar \hat{v}_{CI} . Sin embargo, el producto escalar entre estos vectores representa un escalar, por lo que no

posee dirección ni sentido. Para corregir esto basta con asignar la componente unitaria correspondiente, la cual entrega la dirección y sentido deseado. Estas operaciones se representan como:

$$\vec{F}_{CIX'} = (\vec{F}_{CI} \cdot \hat{i}_{CI}) \cdot \hat{i}_{CI}$$

$$\vec{F}_{CIY'} = (\vec{F}_{CI} \cdot \hat{j}_{CI}) \cdot \hat{j}_{CI}$$

$$\vec{F}_{CIZ'} = (\vec{F}_{CI} \cdot \hat{k}_{CI}) \cdot \hat{k}_{CI}$$

Donde $\vec{F}_{CIX'}$, $\vec{F}_{CIY'}$ y $\vec{F}_{CIZ'}$ corresponden a las componentes de la fuerza de reacción del suelo en el nuevo sistema de referencia auxiliar. Con ello, el mismo vector ahora representado en el sistema de coordenadas auxiliar, está expresado por el vector fila:

$$\vec{F}_{CI'} = [\vec{F}_{CIX'} \quad \vec{F}_{CIY'} \quad \vec{F}_{CIZ'}]$$

Cabe mencionar que la magnitud de ambos vectores, \vec{F}_{CI} y $\vec{F}_{CI'}$, es la misma en cualquier sistema de referencia, en caso de no serlo, implica que los vectores directores auxiliares no poseen componentes unitarias.

El proceso detallado previamente es replicable para el resto de fuerzas presentes en cada etapa. En la tabla 9 se resumen las componentes de la fuerza de reacción del suelo, conforme a cada etapa y a cada nivel de carga empleado.

Tabla 9: Componentes modificadas de la FRS en cada etapa

Masa [kg]	Etapas	Porcentaje del ciclo [%]	FX' [N]	FY' [N]	FZ' [N]	FRS [N]
80	Contacto Inicial	3	50,42	-34,63	443,61	447,81
	Respuesta a la carga 40%	10	-51,292	10,284	295,008	299,608
	Respuesta a la carga 60%	10	-76,938	15,426	442,512	449,412
	Soporte Medio 40%	14	-41,552	12,46	331,112	333,94
	Soporte Medio 60%	14	-62,328	18,69	496,668	500,91
	Soporte Terminal	48	-128,34	45,97	893,71	904,05
	Pre-balanceo	50	-169,81	47,25	872,91	890,52
100	Contacto Inicial	3	63,03	-43,29	554,51	559,76
	Respuesta a la carga 40%	10	-64,116	12,852	368,76	374,512
	Respuesta a la carga 60%	10	-96,174	19,278	553,14	561,768
	Soporte Medio 40%	14	-51,94	15,576	413,888	417,428
	Soporte Medio 60%	14	-77,91	23,364	620,832	626,142
	Soporte Terminal	48	-160,43	57,46	1117,14	1130,06
	Pre-balanceo	50	-212,26	59,06	1091,13	1113,15
120	Contacto Inicial	3	75,63	-51,95	665,41	671,71
	Respuesta a la carga 40%	10	-76,94	15,424	442,512	449,416
	Respuesta a la carga 60%	10	-115,41	23,136	663,768	674,124
	Soporte Medio 40%	14	-62,328	18,688	496,668	500,912
	Soporte Medio 60%	14	-93,492	28,032	745,002	751,368
	Soporte Terminal	48	-192,51	68,96	1340,56	1356,07
	Pre-balanceo	50	-254,71	70,87	1309,36	1335,79

4.3. Simulación

La simulación se lleva a cabo mediante el programa Ansys Workbench, software comercial de simulación de ingeniería que emplea el método de los elementos finitos (MEF). Este último corresponde a un procedimiento numérico que puede ser empleado para encontrar soluciones a problemas complejos de ingeniería, donde no es posible hallar una solución exacta al problema a través de modelos matemáticos, como por ejemplo análisis de esfuerzos, flujo de fluidos, vibraciones, entre otros.

Con respecto al programa Ansys Workbench, este cuenta con diversas herramientas de análisis, siendo la empleada para este trabajo de título Estática Estructural (Static Structural). En la Figura 4.39 se observa el esquema general de dicha herramienta, la cual cuenta con los módulos Datos de Ingeniería (Engineering Data), Geometría (Geometry) y Modelo (Model).

El proceso de simulación comienza al cargar una geometría en el módulo Geometría, la cual puede recibir modificaciones, al añadir o quitar elementos, etc. Posteriormente, es necesario definir las propiedades de los materiales de los elementos a analizar en Datos de Ingeniería, donde una vez establecidas, es posible ingresar al módulo Modelo en el cual se aplican dichas propiedades a uno o más cuerpos. Además, se definen las condiciones de borde del sistema, se analizan los contactos entre cuerpos o superficies y se genera el mallado o discretización de la geometría, entre otros. Finalmente, ocurre el procesamiento de la información y la posterior entrega de resultados.

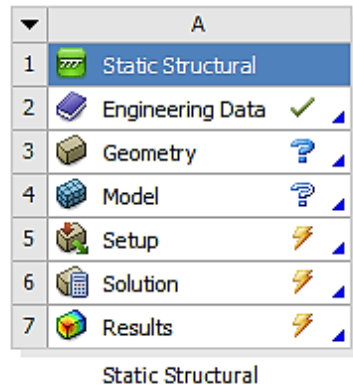


Figura N° 4.39: Entorno de estática estructural

En los puntos siguientes se detallan ciertos aspectos más relevantes en torno a la simulación.

4.3.1. Geometrías

La geometría cargada en el módulo Geometría corresponde a un archivo .STP, conjunto presentado en la sección 3.7.1.1. Una vez dentro del entorno Design Modeler se procede a generar la geometría e inspeccionar los cuerpos cargados.

Se requiere realizar este proceso para cada etapa de la marcha, y para cada nivel de carga de prueba, obteniendo un total de 15 geometrías cargadas.

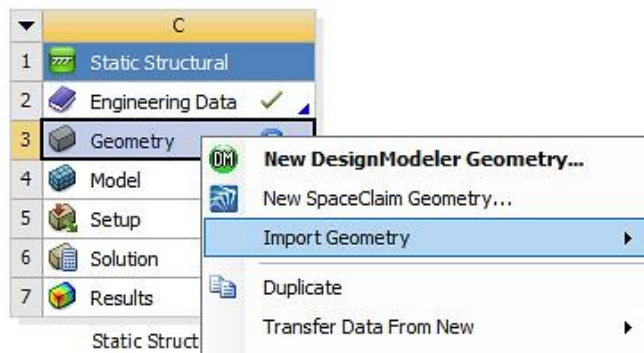


Figura N° 4.40: Módulo de geometría

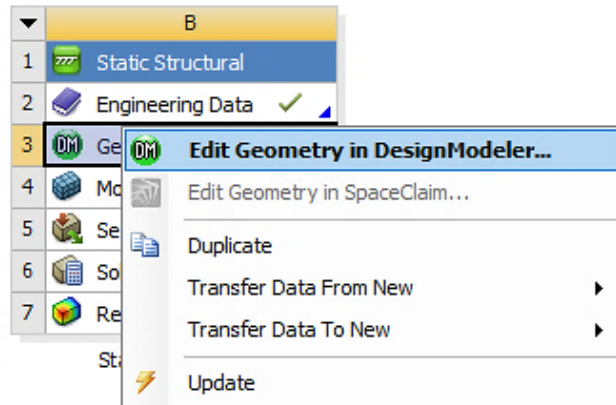


Figura N° 4.41: Edición de la geometría cargada

4.3.2. Propiedades de los materiales

La caracterización de materiales a través del software Ansys Workbench se establece en la sección Datos de Ingeniería, la cual consta de una librería de materiales con sus respectivas propiedades mecánicas, esto permite representar el comportamiento de los materiales durante la simulación.

La prótesis cuenta con tres tipos de materiales dentro de su estructura cuyas propiedades mecánicas son detalladas en la sección 3.8.2. Los materiales corresponden a Z-ABS, aluminio y acero inoxidable. Estos dos últimos se encuentran en la librería antes mencionada, por lo que se utilizan dichas propiedades. En cambio, las propiedades del material Z-ABS deben ingresarse de forma manual (véase Figura 4.42).

El material Z-ABS es ortotrópico, por lo que para definir su comportamiento elástico se requieren al menos diez constantes ingenieriles, estas se encuentran disponibles en la tabla 7. Por otra parte, el resto de materiales del conjunto poseen un comportamiento isotrópico.

Una vez definidos todos los materiales se debe establecer las propiedades a cada parte del conjunto de forma individual, con respecto a los componentes fabricados de Z-

ABS, se requiere especial atención, ya que las propiedades deben coincidir según la orientación de fabricación, punto explicado en la sección 3.8.3.

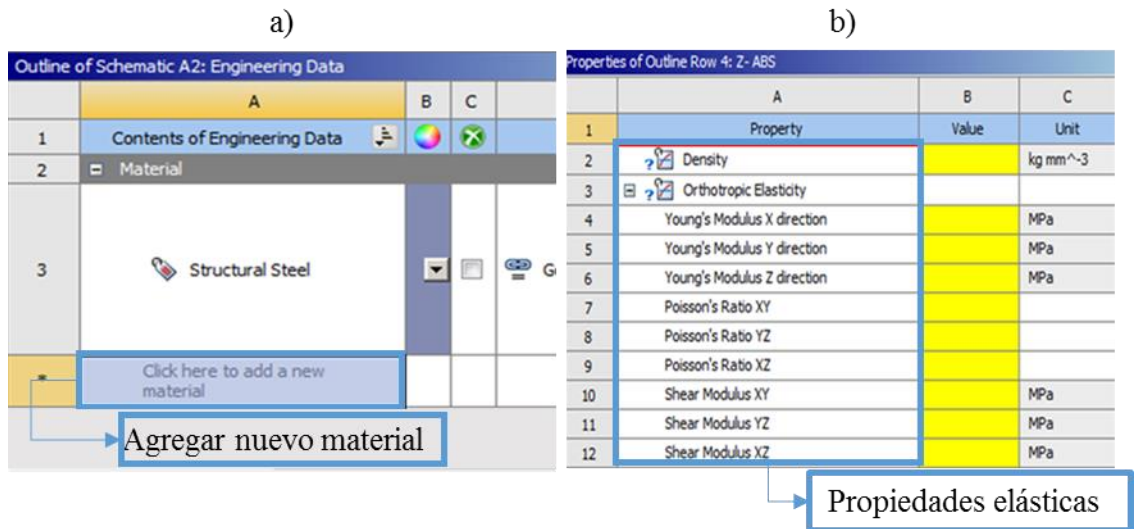


Figura N° 4.42: a) Creación del nuevo material
 b) Propiedades requeridas para caracterizar elásticamente al material ortotrópico

4.3.3. Sistema de referencia

El sistema de referencia dentro del software Ansys, está predeterminado según el archivo CAD utilizado para cargar la geometría del conjunto. Es por ello que previo a este paso se deben verificar las direcciones y sentidos de los ejes principales del sistema de referencia.

En la Figura 3.34 se visualiza las orientaciones de impresión de las piezas de Z-ABS, según las cuales se asignan las propiedades mecánicas a cada pieza, lo que es un factor que debe ser considerado en la simulación por el comportamiento ortotrópico del material.

El módulo modelo de Workbench cuenta con la herramienta para crear sistemas de referencias auxiliares y asignarlos a cada pieza del conjunto. En la Figura 4.43 se observan los sistemas creados para cada pieza. Una vez creado, el software permite

establecer las propiedades a una pieza orientada según el nuevo sistema creado (Figura 4.44), lo cual se realiza para las piezas fabricadas por FDM.

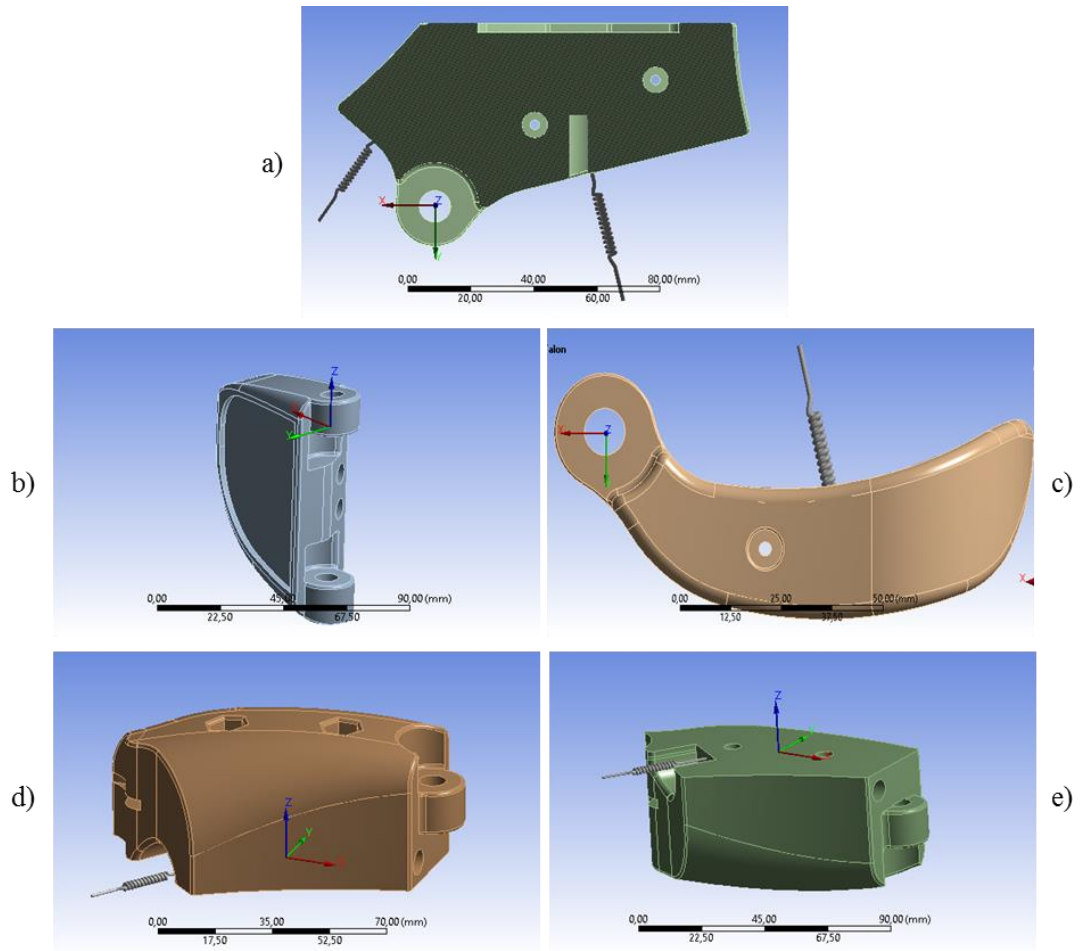


Figura N° 4.43: Sistemas auxiliares creados en módulo modelo
a) Base b) Punta c) Talón d) Pie Medio 1 e) Pie medio 2

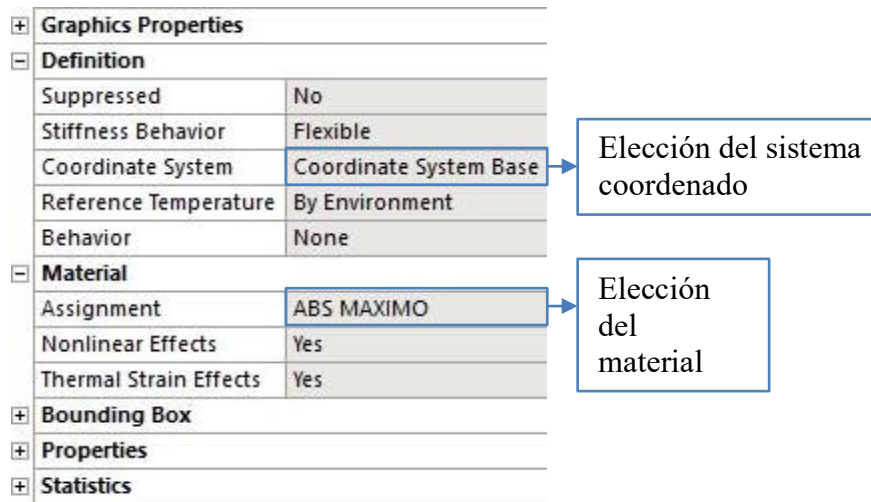


Figura N° 4.44: Elección de sistema coordinado auxiliar y material para elementos de Z-ABS

4.3.4. Mallado

El proceso de mallado de la geometría en la simulación se realiza a través del comando malla dentro del módulo modelo de Ansys Workbench. La malla a generar es configurable, tanto en tamaño como en el tipo de elementos.

La calidad de una malla afecta considerablemente sobre los resultados obtenidos mediante la simulación, además de influir en el nivel de convergencia del modelo. Por ello, es necesario definir un conjunto de parámetros con los cuales se asegure la calidad de la malla, de tal forma que la simulación sea una aproximación fiel del proceso físico en análisis [30].

- **Asimetría:** Este parámetro representa que tan cerca se encuentran los elementos que conforman la malla (2D o 3D) de una cara ideal, es una medida de la oblicuidad de estas. Una cara ideal para el caso de elementos tridimensionales como un tetraedro, corresponde a un triángulo equilátero, mientras que para los elementos hexaedros una cara ideal corresponde a una equiángula.

Los valores de este factor se encuentran entre 0 y 1, siendo los valores cercanos a cero los más deseados y viceversa. En la Figura 4.45 se muestra la calidad de malla para cada rango de valores de asimetría.

Excelente	Muy Buena	Buena	Aceptable	Mala	Inaceptable
0 – 0,25	0,25 – 0,50	0,50 – 0,80	0,80 – 0,94	0,95 – 0,97	0,98 – 1,00

Figura N° 4.45: Calidad de malla según nivel de asimetría [30]

- **Calidad Ortogonal:** Los valores de este factor se encuentran entre 0 y 1, siendo 1 el valor ideal (Figura 4.46). Para determinar este valor, se utilizan tres vectores por cada cara del elemento, un vector normal a la cara \vec{A}_i , un vector que va desde el centroide de la celda o elemento hacia el centroide de esa cara \vec{f}_i , y un vector desde el centroide del elemento hacia el centroide del elemento adyacente \vec{c}_i .

Inaceptable	Mala	Aceptable	Buena	Muy Buena	Excelente
0 – 0,001	0,001 – 0,14	0,15 – 0,20	0,20 – 0,69	0,70 – 0,95	0,95 – 1,00

Figura N° 4.46: Rango de calidad ortogonal [30]

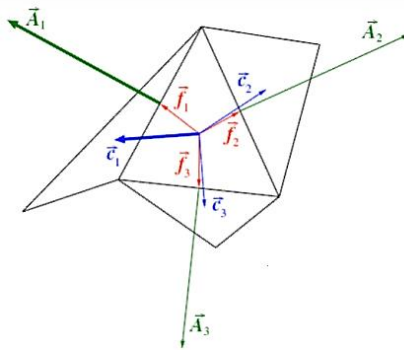


Figura N° 4.47: Elemento con vectores requeridos

Este parámetro se calcula mediante la siguiente expresión:

$$CO = \text{Min} \left\{ \frac{\vec{A}_i \cdot \vec{f}_i}{|\vec{A}_i| |\vec{f}_i|}, \frac{\vec{A}_i \cdot \vec{c}_i}{|\vec{A}_i| |\vec{c}_i|} \right\}$$

- **Calidad de elemento:** Es un factor que comprende valores entre 0 y 1, el cual compara la forma de los elementos que forman la malla, entre la definida por el usuario y la forma final. Un valor cercano a 0 significa que la representación de

la malla no es la adecuada, mientras que un valor cercano a 1 significa que la representación es la ideal.

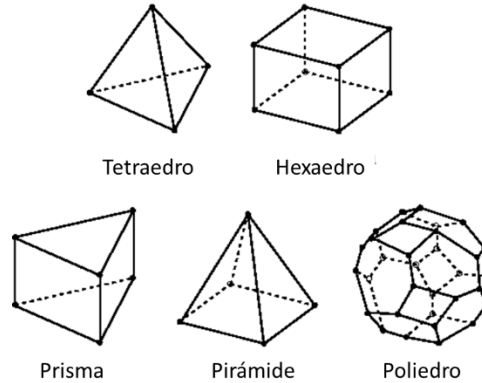


Figura N° 4.48: Tipos de forma de celdas 3D

El mallado de la geometría a analizar debe contemplar los parámetros ya explicados, y estar dentro del rango de los valores aceptables. En la Figura 4.49 se presenta la configuración correspondiente para generar la malla del modelo, la cual se utiliza para todas las etapas de la marcha, y para todos los niveles de carga.

Physics Preference	Mechanical
<input type="checkbox"/> Relevance	0
Shape Checking	Standard Mechanical
Element Midside Nodes	Program Controlled
Sizing	
Size Function	Adaptive
Relevance Center	Medium
<input type="checkbox"/> Element Size	Default
Initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	Medium
Transition	Fast
Span Angle Center	Coarse
Automatic Mesh Based Defeaturing	On
<input type="checkbox"/> Defeaturing Tolerance	Default
Max Dual Layers in Thin Regions	No
Minimum Edge Length	2,2061e-003 mm

Figura N° 4.49: Configuración del mallado para la geometría

Con respecto al factor asimetría, en el histograma presentado en la Figura 4.50 se observa una concentración hacia el valor 0,38. Además, en la Figura 4.51 se resumen

datos estadísticos sobre la malla, siendo el valor promedio de asimetría de 0,47013. Estos datos indican que el conjunto de elementos posee una muy buena calidad de malla.

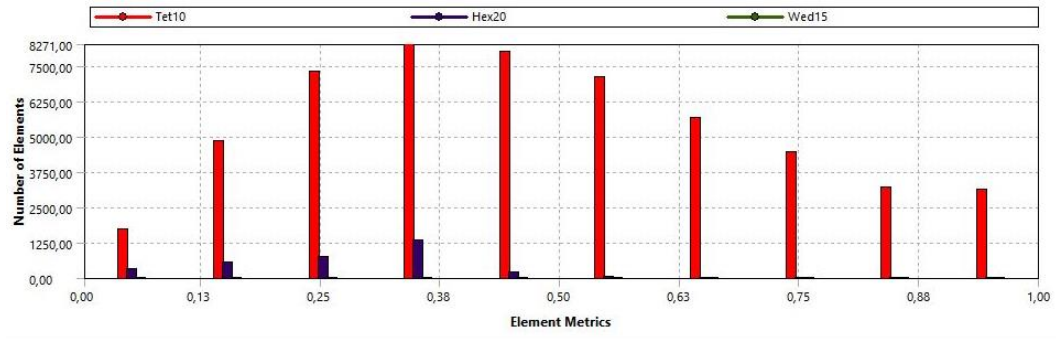


Figura N° 4.50: Histograma de asimetría

Statistics	
Nodes	112485
Elements	56869
Mesh Metric	
Min	3,3549e-003
Max	0,99996
Average	0,47013
Standard Deviation	0,23607

Figura N° 4.51: Estadística de la asimetría

Al analizar el histograma correspondiente a la calidad ortogonal se evidencia que los elementos se encuentran agrupados en torno al valor 0,88, mientras que el valor promedio de los elementos corresponde a 0,72183, lo que da cuenta de una muy buena calidad ortogonal.

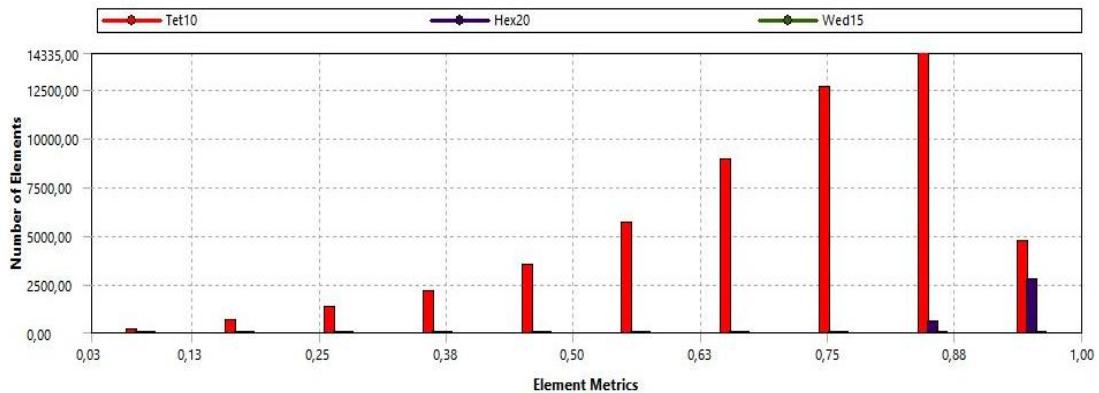


Figura N° 4.52: Histograma de la calidad ortogonal

Statistics	
<input type="checkbox"/> Nodes	112485
<input type="checkbox"/> Elements	56869
Mesh Metric	Orthogonal Quality
<input type="checkbox"/> Min	2,5532e-002
<input type="checkbox"/> Max	0,99976
<input type="checkbox"/> Average	0,72183
<input type="checkbox"/> Standard Deviation	0,17849

Figura N° 4.53: Estadística de la calidad ortogonal

Por último, la calidad de los elementos que componen la malla se encuentra concentrado en torno al valor de 0,75, mientras que el valor medio corresponde a 0,6638. Ambos valores son cercanos al ideal, por lo que la representación de la malla es adecuada y de buena calidad.

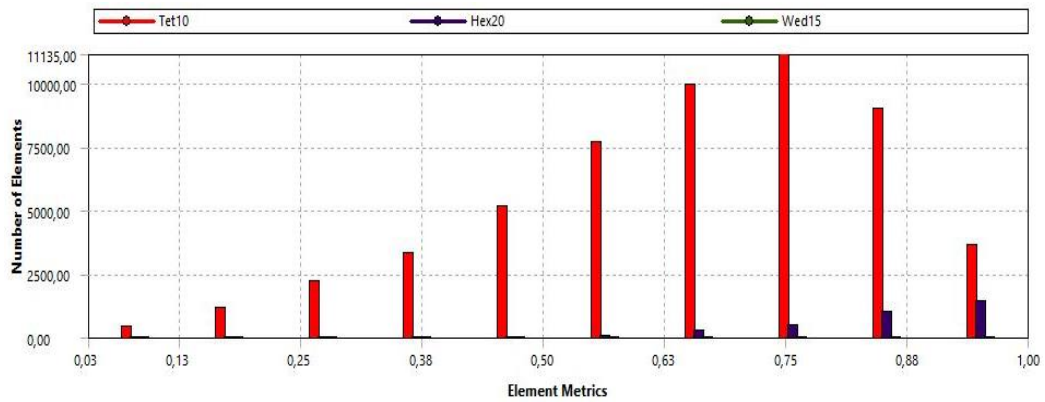


Figura N° 4.54: Histograma de la calidad de los elementos

Statistics	
Nodes	112485
Elements	56869
Mesh Metric	Element Quality
Min	3,0464e-002
Max	0,99982
Average	0,6638
Standard Deviation	0,19521

Figura N° 4.55: Estadística de la calidad de los elementos

4.3.5. Contactos

Al momento de llevar a cabo la modelación de dos cuerpos o superficies que interaccionan entre sí, se debe considerar lo siguiente:

- No debe existir penetración entre las superficies de los cuerpos
- Las superficies al estar en contacto transmiten esfuerzos normales de compresión y esfuerzos de fricción tangenciales
- Las superficies deben ser capaz de separarse y moverse entre sí, por lo que no deben transmitir esfuerzos normales de tracción

El módulo Mechanical de Ansys Workbench reconoce de forma automática la mayoría de las superficies de contacto, las zonas que no son reconocidas pueden añadirse manualmente, así como también pueden suprimirse aquellas zonas que han sido reconocidas como tales y no lo son.

Para establecer los contactos, es necesario definir dos conceptos:

- Superficie de contacto (contact surface): Superficie que ejerce presión sobre otra
- Superficie objetivo (target surface): Superficie que recibe presión

En la Figura 4.56-a se representa el contacto entre dos superficies, donde se aprecia tanto la superficie de contacto, como la superficie objetivo. Mientras que en la Figura 4.56-b se observa el efecto de no establecer zonas de contacto.

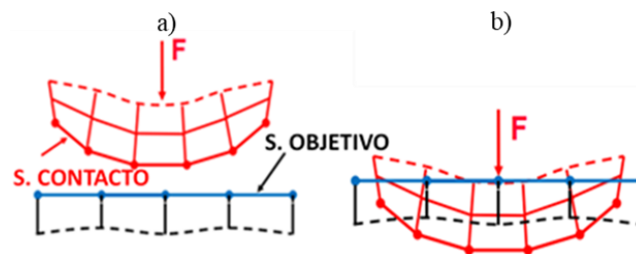


Figura N° 4.56: a) Superficies de contacto (presiona) y objetivo (presionada)
b) Penetración entre superficies por falta de definición del tipo de contacto

El tipo de contacto entre dos superficies permite representar numéricamente la situación real que se desea simular. Los tipos de contacto disponibles en el módulo modelo son:

- Bonded: Corresponde a la configuración predeterminada del programa, la cual es aplicada a todas las zonas de contacto, independiente de su naturaleza. En caso de que las zonas de contacto se encuentren unidas, no se permite el deslizamiento ni separación entre ellas.
- No Separation: Una vez que el contacto es detectado, no se permite la separación entre las zonas de contacto en forma normal, sin embargo es posible el deslizamiento entre sí.
- Frictionless: Esta configuración modela el tipo de contacto en el cual existe la separación normal entre las zonas de contacto. Además, se supone un coeficiente de fricción igual a cero, por lo que también se permite el deslizamiento libre.
- Rough: Es similar a la configuración anterior en cuanto a separación normal, pero con la diferencia de que se modela un contacto con coeficiente de fricción infinito entre los cuerpos en contacto, por lo que no hay deslizamiento.
- Frictional: En esta opción, las geometrías en contacto soportan esfuerzos cortantes en su interfaz, pero hasta cierto límite para luego deslizarse una con respecto a la otra. El coeficiente de fricción puede ser cualquier valor no negativo.

En la tabla 10 se resumen las características principales de cada configuración:

Tabla 10: Tipos de contacto y comportamiento entre superficies

Tipo de configuración	¿Permite separación?	Deslizamiento
Bonded	No	No
No Separation	No	Si, $\mu = 0$
Frictionless	Si	Si, $\mu = 0$
Rough	Si	No, $\mu = \infty$
Frictional	Si	Si, $F_{deslizamiento} > F_{roce}$

En relación al conjunto de la prótesis se identifican 59 regiones de contactos, entre las cuales se encuentran las zonas entre las piezas fabricadas de Z-ABS, pasadores y placas de aluminio.

Los contactos generados del tipo bonded se aplican entre piezas que no poseen un movimiento relativo entre sí, simulando una unión restringida en cuanto a movimientos. En la Figura 4.57 se presenta un ejemplo de este tipo de contacto.

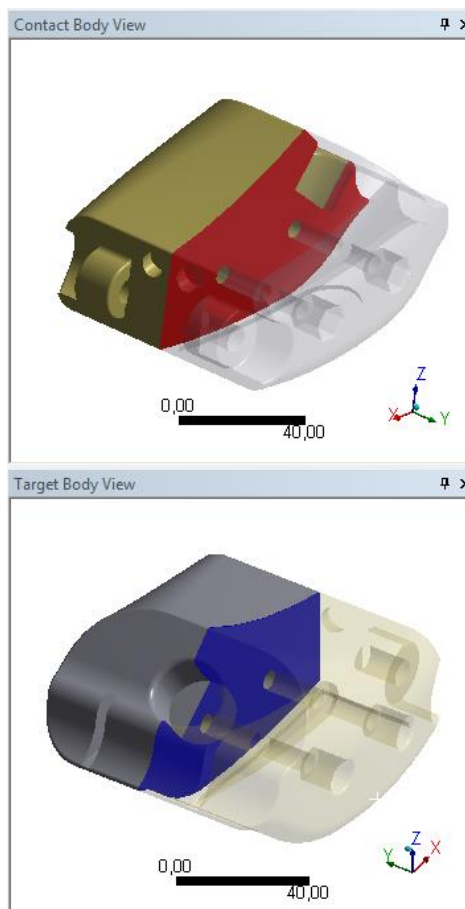


Figura N° 4.57: Contacto tipo bonded entre piezas de Z-ABS

En cuanto a los contactos del tipo no separation se utilizan para piezas que requieren un deslizamiento entre las superficies, y que además requieren una restricción en cuanto a la separación.

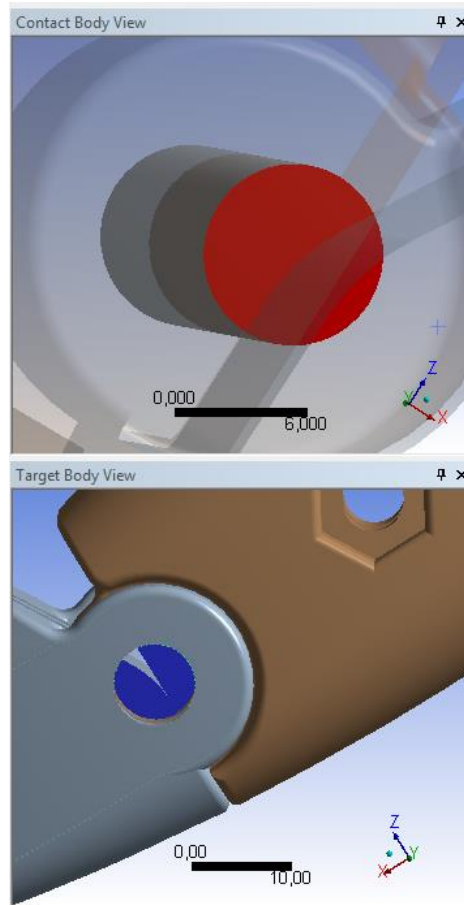


Figura N° 4.58: Contacto tipo no separation entre piezas de Z-ABS y pasador

Por último la configuración frictionless se emplea entre elementos como pasadores y agujeros, que poseen un movimiento relativo y rotacional entre sus caras.

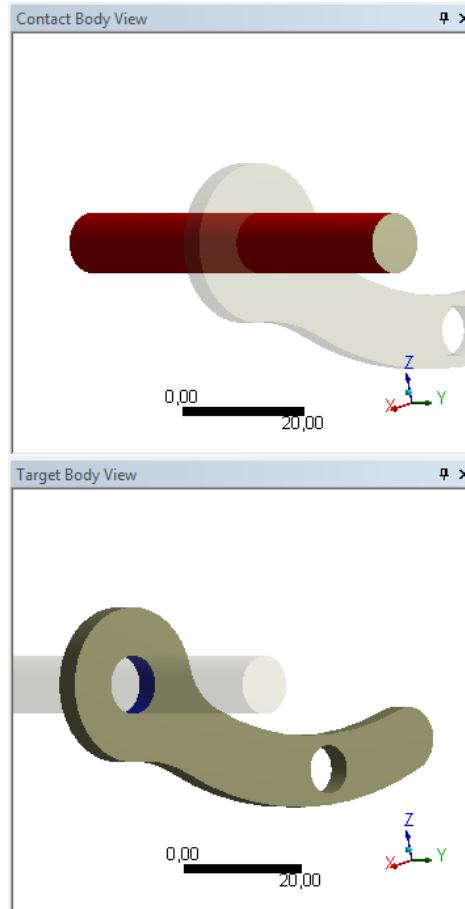


Figura N° 4.59: Contacto tipo frictionless entre pasador y placa de aluminio

Adicionalmente, dentro de la herramienta contactos es posible simular uniones entre cuerpos, en particular, aquellos que están conectados a través de resortes. Esto implica que no es necesario generar el CAD de un resorte para añadir al conjunto.

Para definir una unión tipo resorte, es necesario seleccionar dos superficies, una de referencia y otra móvil. Luego se agregan las propiedades características tales como tipo de material y constante de rigidez.

En la Figura 4.60 se observan las uniones tipo resortes generadas. Se crean tres tipos de uniones en total, dos entre las piezas base y talón, y una entre las piezas base y Piemedio.

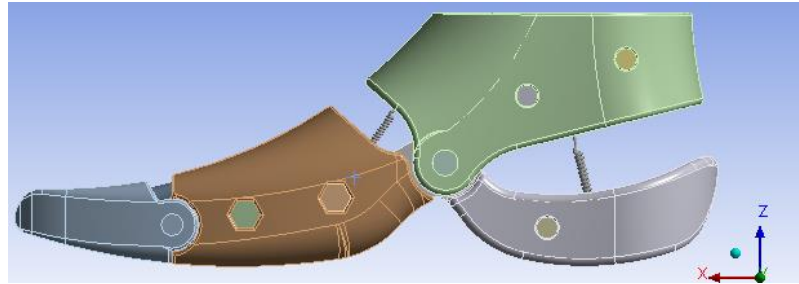


Figura N° 4.60: Unión tipo resorte

4.3.6. Condiciones de contorno

Para la simulación de cada etapa de la marcha humana se aplica una restricción de movimiento en la zona de la articulación de tobillo en la pieza base. La condición de contorno aplicada es soporte fijo (fixed support) la cual restringe el movimiento del plano en el cual es aplicado en todos los ejes coordenados.

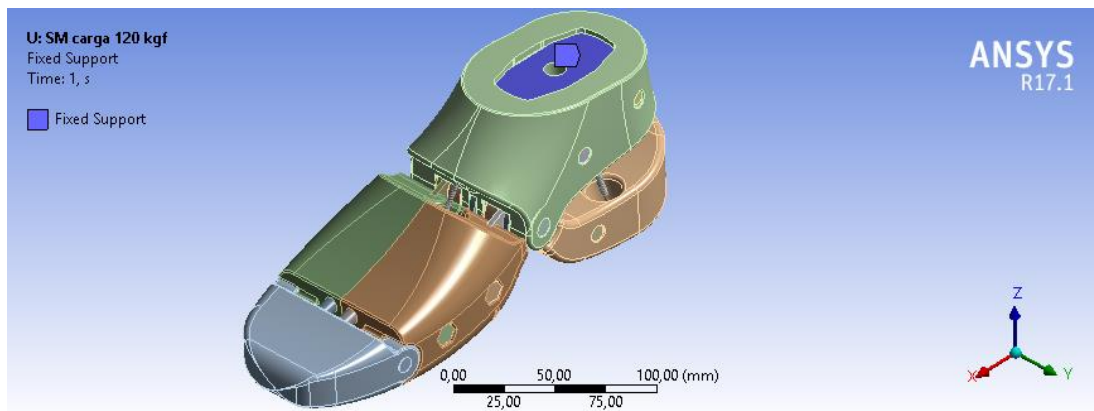


Figura N° 4.61: Condición de soporte fijo para la pieza base

En cuanto a las cargas aplicadas, se simula una condición de carga estática para cada etapa de la fase de apoyo. La fuerza empleada corresponde a la reacción del suelo

producida durante la marcha. En la Figura 4.62 se observa la aplicación de la FRS para un nivel de carga de 120 kgf en la etapa de CI, la cual es aplicada en la zona del retropié, el cual corresponde al punto de apoyo de la prótesis al entrar en contacto con el suelo.

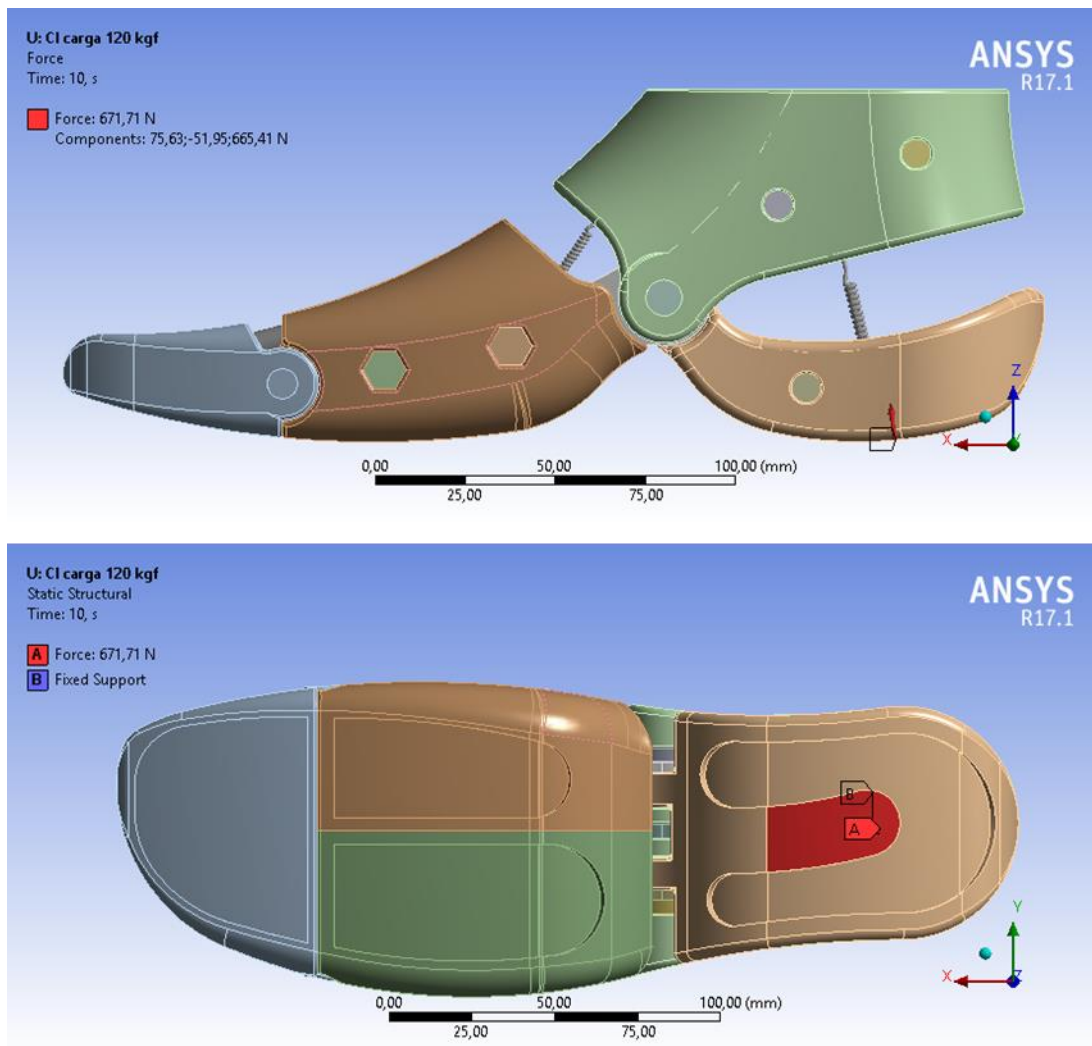


Figura N° 4.62: Aplicación de carga en etapa de CI

Respecto al caso de la etapa RC, la fuerza de reacción del suelo se aplica en dos puntos del conjunto, emulando la situación de un pie normal. El primero corresponde al segmento del antepié, conformado por las piezas punta y pie medio. Por lo que la aplicación de la carga se realiza en el eje entre las piezas que conforman este segmento. El otro punto de apoyo es el retropié, compuesto por la pieza talón, sobre la cual se aplica la fuerza estática.

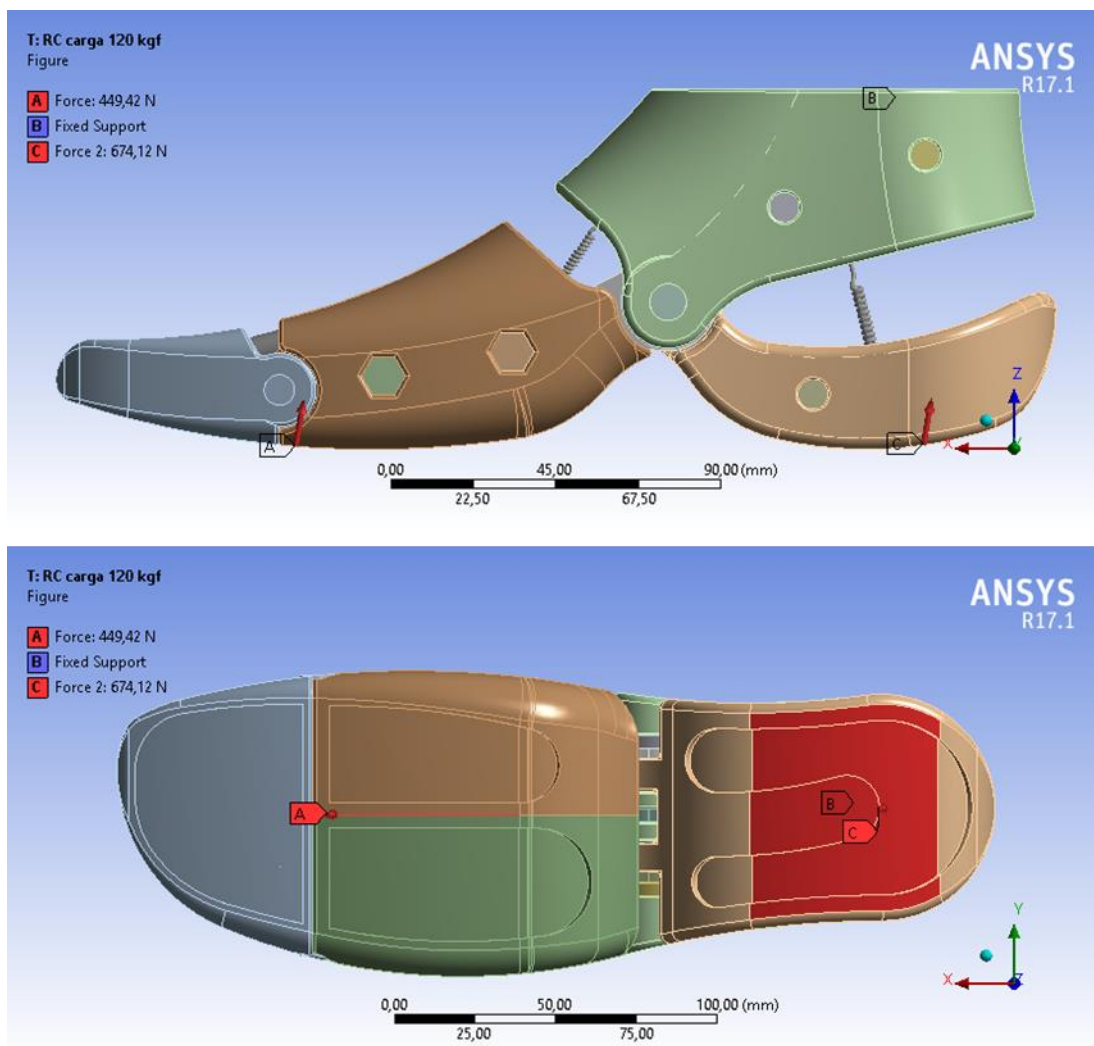


Figura N° 4.63: Aplicación de carga en etapa de RC

En la etapa de SM la condición de carga es similar al caso anterior, utilizando los mismos puntos de apoyo para la aplicación de la fuerza. La diferencia se encuentra en la variación en sentido y dirección de las componentes de la FRS.

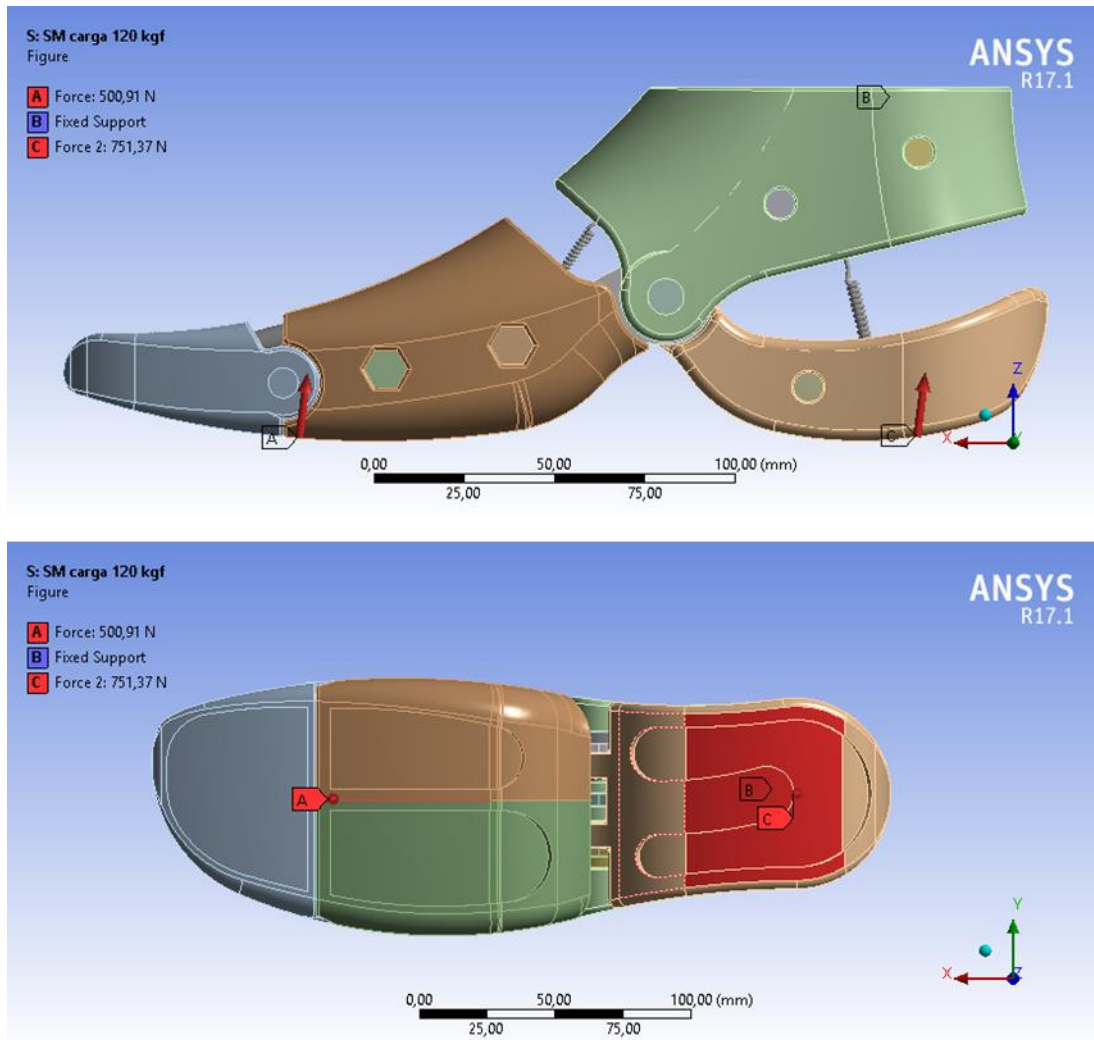


Figura N° 4.64: Aplicación de carga en etapa de SM

La etapa ST se caracteriza por un levantamiento de talón, por lo que el punto de apoyo se desplaza hacia el antepié, específicamente a la punta del pie. Sin embargo, el diseño de esta prótesis no contempla un apoyo del usuario sobre este componente, por lo que se aplica la carga en la zona distal que une las piezas que conforman el pie medio.

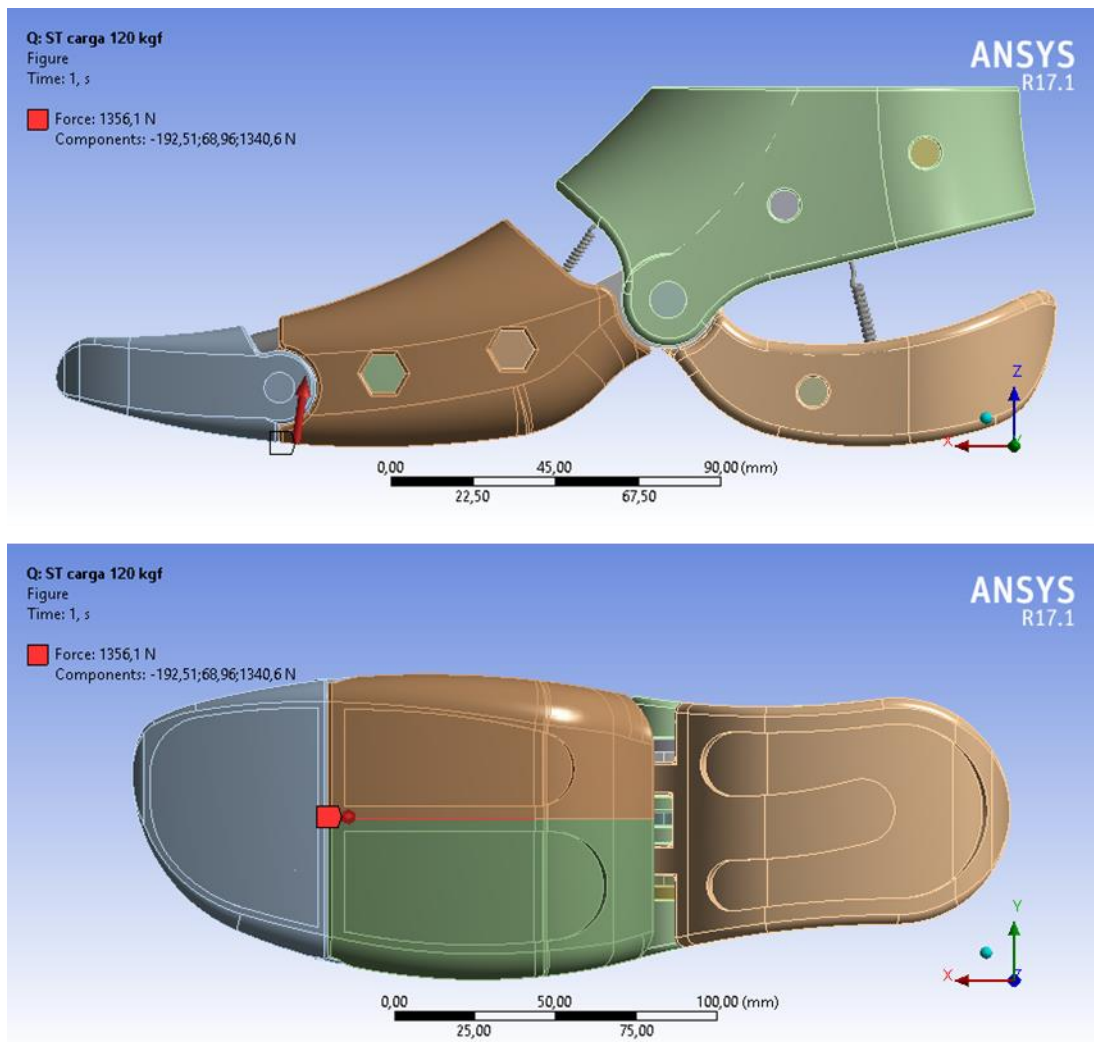


Figura N° 4.65: Aplicación de carga en etapa de ST

Por último, la etapa PB es semejante a la previa, utilizándose el mismo punto de aplicación de la fuerza. Se diferencia de la anterior por un aumento en las componentes posterior y media, y una disminución de la componente vertical, debido al movimiento de pronación y al apoyo del pie contralateral.

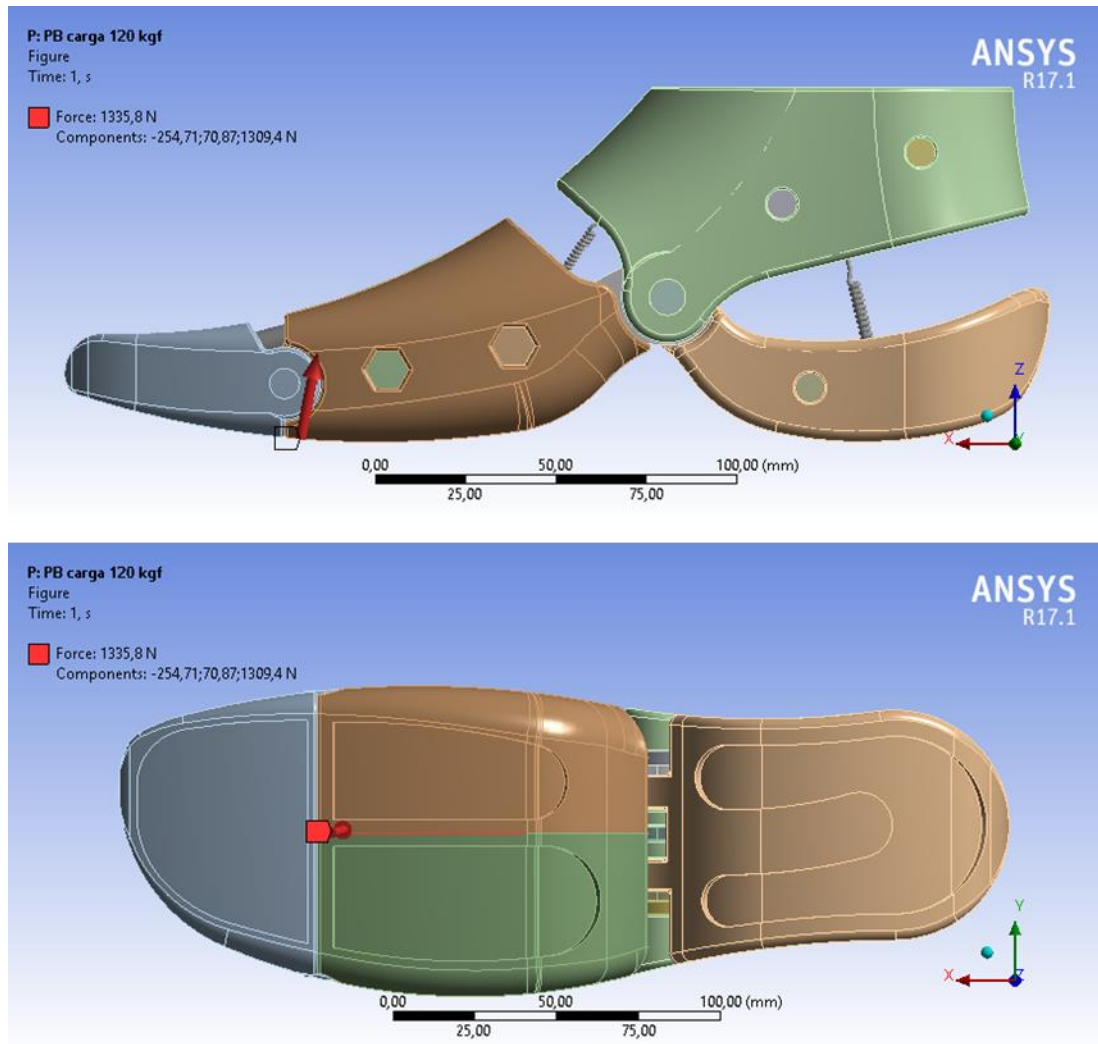


Figura N° 4.66: Aplicación de carga en etapa de PB

4.3.7. Configuración del análisis

Previo a la ejecución de la simulación, se realizan modificaciones al método de resolución del problema de carga estática, lo cual se efectúa con el fin de incrementar la probabilidad de la convergencia del modelo.

Una forma de aumentar el nivel de convergencia para un problema no-lineal, como el caso de estudio, es mediante la aplicación de la carga en forma gradual. Para ello se divide la simulación en un número de pasos convenientes, ante lo cual el software resuelve el modelo para una fracción de la carga total, y emplea los datos de esa solución en la condición de carga siguiente, y así sucesivamente hasta llegar a la carga total [31].

En el caso de las cargas de 80 y 100 kgf se define un número de 10 pasos. Adicionalmente se dividen estos en sub-pasos, con un valor sugerido de 2, un mínimo de 1 y un máximo de 3. En cuanto al caso de carga de 120 kgf se establece un número de 12 pasos, los cuales se subdividen de la misma forma que los otros dos casos. En la Figura 4.67 se indica la configuración seleccionada.

a)		b)	
Details of "Analysis Settings"		Details of "Analysis Settings"	
Step Controls		Step Controls	
Number Of Steps	10,	Number Of Steps	12,
Current Step Number	Multi Step	Current Step Number	Multi Step
Step End Time	Multi Step	Step End Time	Multi Step
Auto Time Stepping	On	Auto Time Stepping	On
Define By	Substeps	Define By	Substeps
Initial Substeps	2,	Carry Over Time Step	Off
Minimum Substeps	1,	Initial Substeps	2,
Maximum Substeps	3,	Minimum Substeps	1,
Solver Controls		Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled	Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Program Controlled	Weak Springs	Program Controlled
Solver Pivot Checking	Program Controlled	Solver Pivot Checking	Program Controlled
Large Deflection	Off	Large Deflection	Off
Inertia Relief	Off	Inertia Relief	Off
Restart Controls		Restart Controls	
Nonlinear Controls		Nonlinear Controls	
Output Controls		Output Controls	
Analysis Data Management		Analysis Data Management	
Visibility		Visibility	

Figura N° 4.67: Configuración del análisis del modelo
 a) cargas de 80 y 100 kgf b) carga de 120 kgf

Otra medida para facilitar la convergencia del modelo es modificar la rigidez de los contactos definidos entre componentes, como valor predeterminado el software utiliza un valor de rigidez igual a 1. Valores menores a este disminuyen la rigidez, pero también alteran la precisión de los resultados obtenidos, sin embargo, con variaciones pequeñas en este factor el perjuicio sobre los resultados es poco considerable [32]. Según lo anterior, se selecciona un valor de 0,8 para los contactos del tipo frictionless.

Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Definition	
Type	Frictionless
Scope Mode	Automatic
Behavior	Program Controlled
Trim Contact	Program Controlled
Trim Tolerance	0,76149 mm
Suppressed	No
Advanced	
Formulation	Augmented Lagrange
Detection Method	Nodal-Normal To Target
Penetration Tolerance	Program Controlled
Normal Stiffness	Manual
Normal Stiffness Factor	0,8
Update Stiffness	Program Controlled
Stabilization Damping Factor	0,
Pinball Region	Program Controlled
Time Step Controls	None
Geometric Modification	
Interface Treatment	Add Offset, No Ramping
<input type="checkbox"/> Offset	0, mm
Contact Geometry Correction	None
Target Geometry Correction	None

Figura N° 4.68: Configuración de contactos tipo frictionless para todos los niveles de carga

5. Resultados

Los resultados de las simulaciones corresponden a la determinación del estado de esfuerzo para el conjunto de elementos de la prótesis BIOstep. El estudio comprende el análisis del efecto de una carga estática durante la fase de apoyo, con niveles de 80, 100 y 120 kgf. Los elementos de interés corresponden a los elementos fabricados de Z-ABS y aluminio. Adicionalmente, se determina el nivel de compresión de cada resorte y la carga máxima soportada.

Una forma de analizar el conjunto es a través de la teoría de la energía de distorsión, la cual señala que una falla ocurre cuando la energía de distorsión producida por una combinación de esfuerzos alcanza o excede la energía de distorsión equivalente a un estado de fluencia del material bajo un ensayo de tensión uniaxial. El esfuerzo de Von-Mises es la combinación de los esfuerzos que generan dicha energía de distorsión, por medio de un esfuerzo equivalente de tensión [33]. Por ello, se determina el esfuerzo de Von-Mises para cada componente de la prótesis transtibial.

En los siguientes pares de gráficos se presenta la evolución del esfuerzo para cada componente del ensamble con niveles de carga estática de 80, 100 y 120 kgf, respectivamente. Esto para tener una idea de los componentes más críticos en cada etapa. Es necesario aclarar que los puntos de esfuerzo máximo no son constantes en la mayoría de los componentes, y varían según la etapa en desarrollo, por lo que también se indican estos en el apartado de análisis de resultados.

Además, se adjuntan los gráficos de fuerza vs deformación de los resortes utilizados durante la simulación, los cuales representan el comportamiento de estos durante todo el ciclo de marcha.

Por último, en la sección 9.2 se disponen de tablas de los valores obtenidos para cada componente.

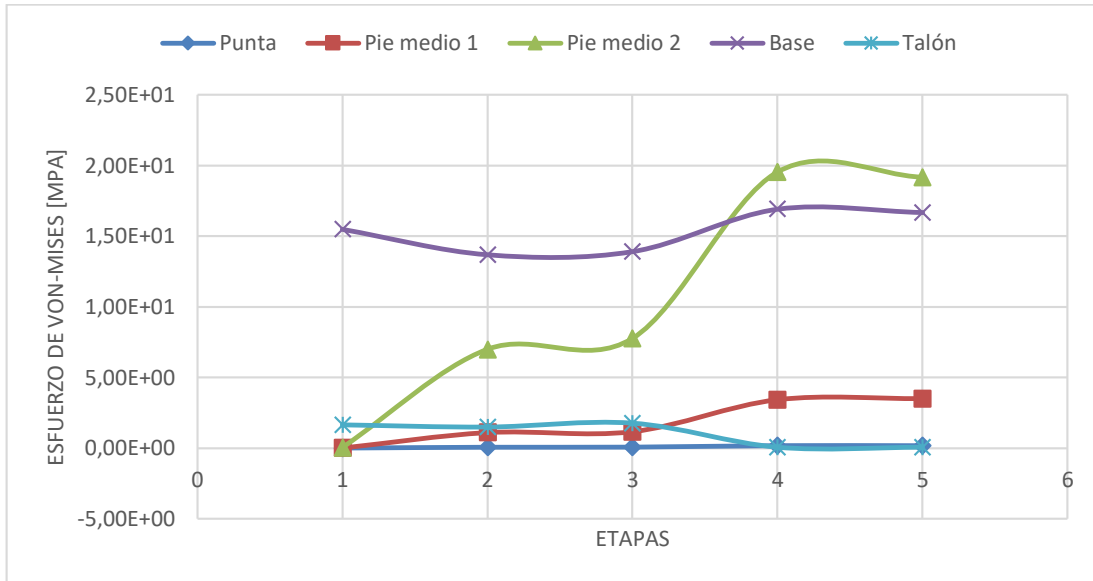


Figura N° 5.69: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de Z-ABS con carga de 80 kgf

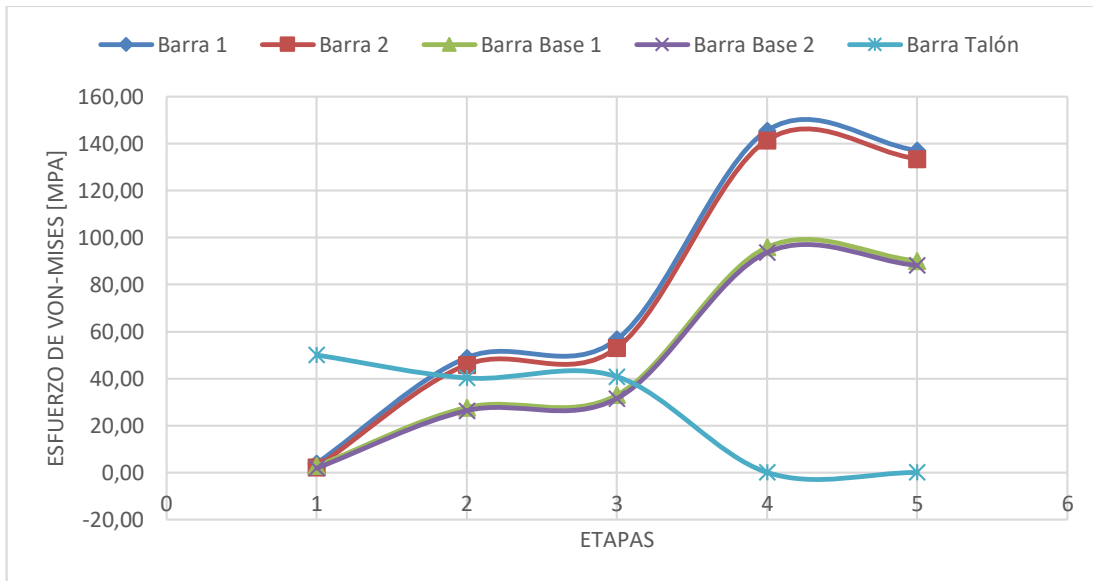


Figura N° 5.70: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de aluminio con carga de 80 kgf

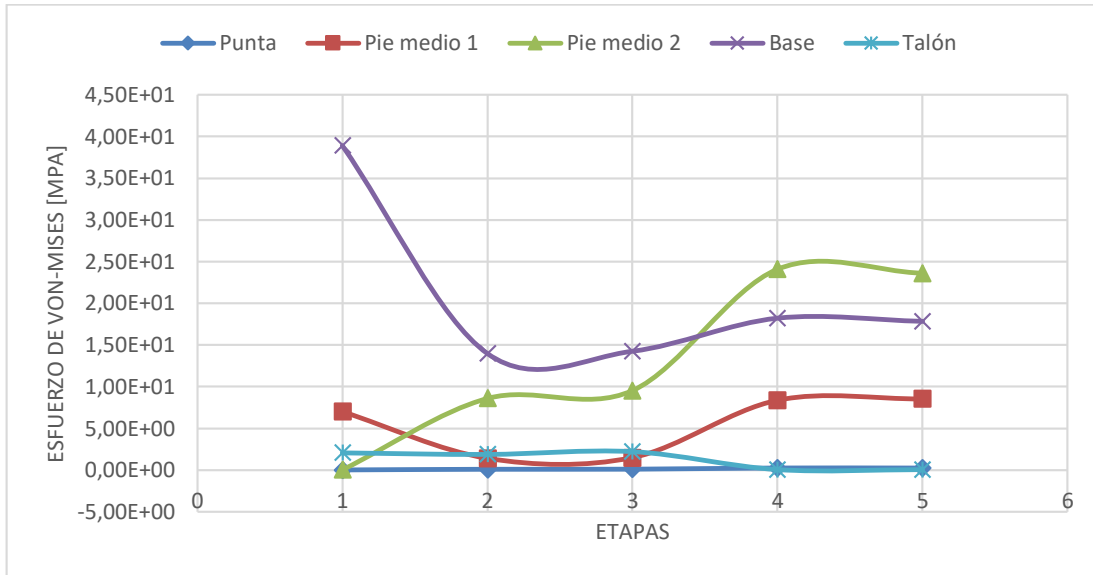


Figura N° 5.71: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de Z-ABS con carga de 100 kgf

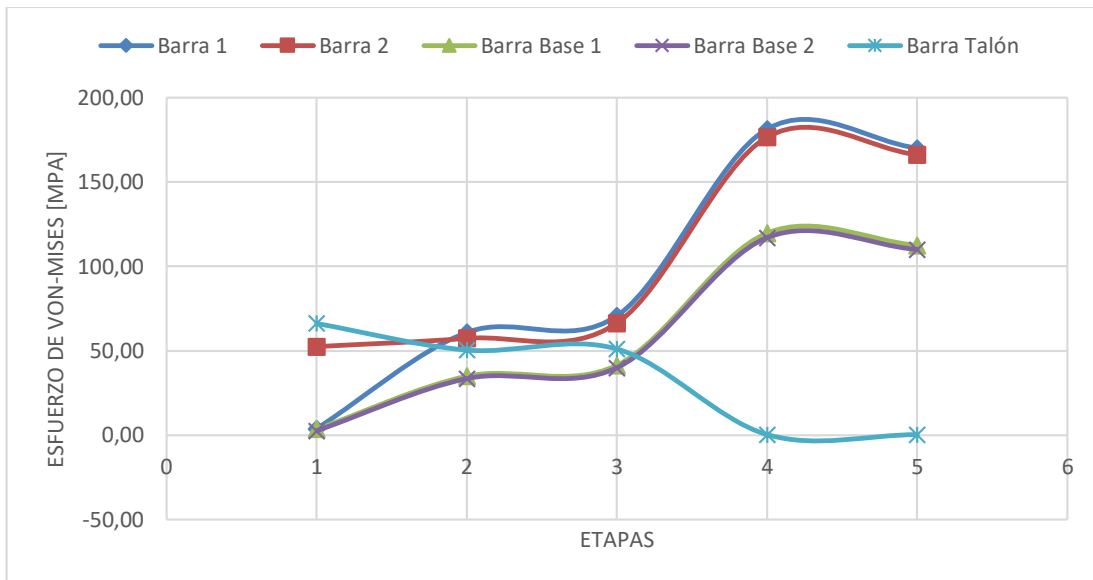


Figura N° 5.72: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de aluminio con carga de 100 kgf

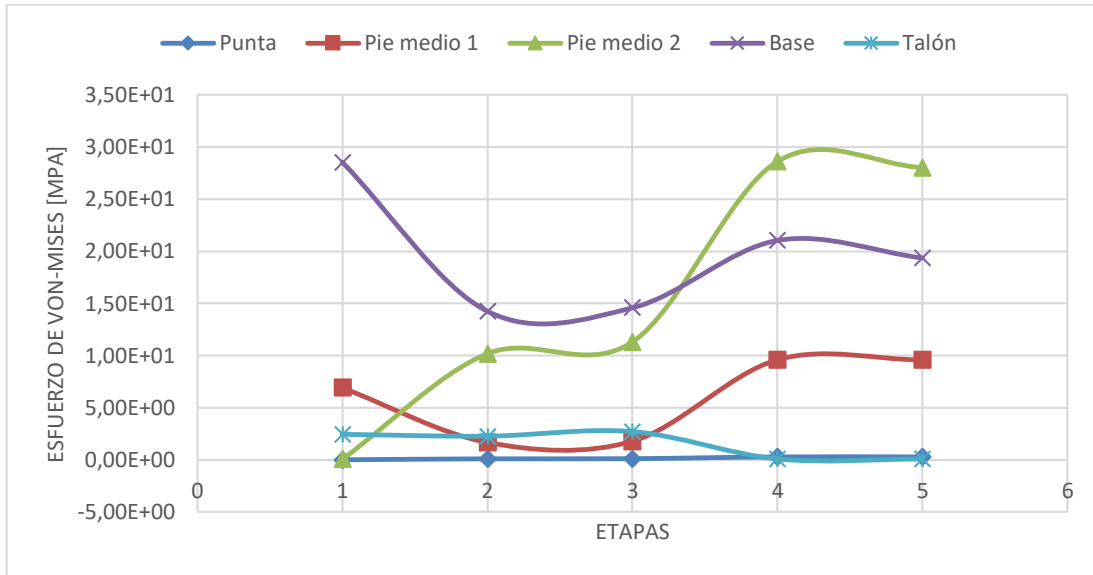


Figura N° 5.73: Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de Z-ABS con carga de 120 kgf

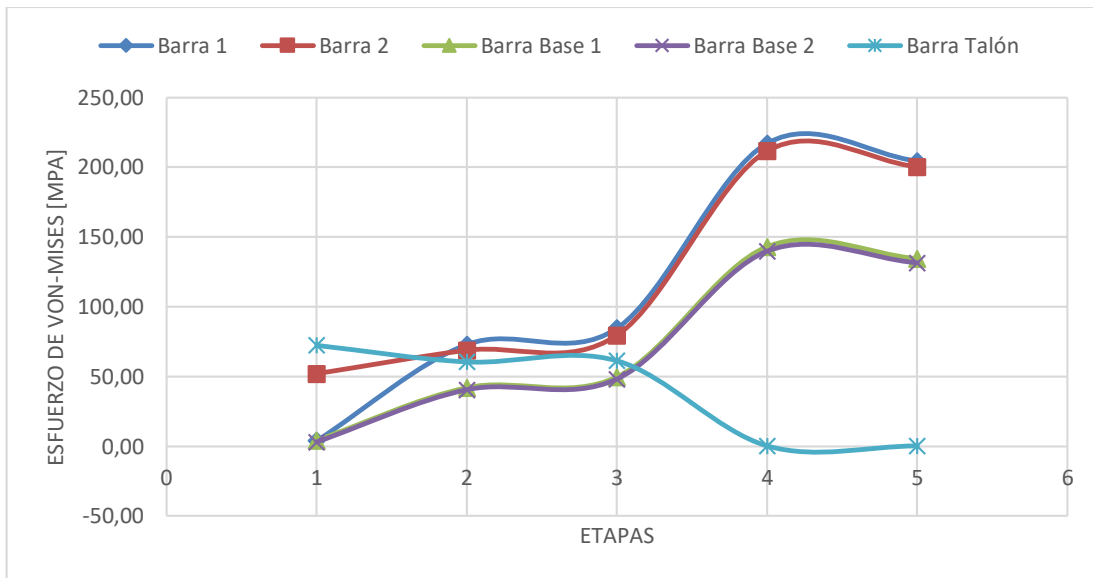


Figura N° 5.74 Gráfica de los niveles de esfuerzo durante la fase de apoyo para elementos de aluminio con carga de 120 kgf

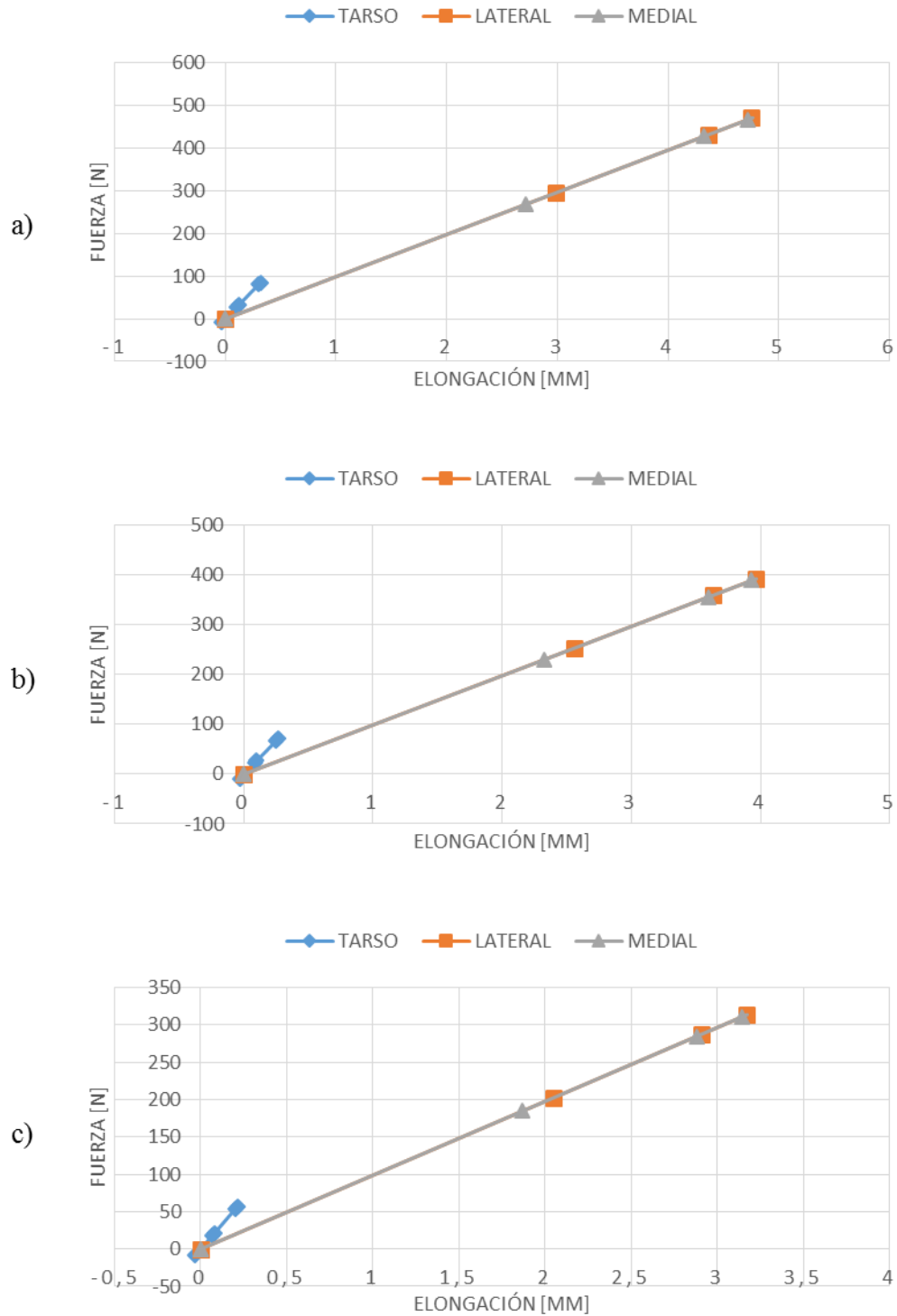


Figura N° 5.75: Gráfico de fuerza vs elongación de los resortes simulados
 a) carga de 120 kgf b) carga de 100 kgf c) carga de 80 kgf

6. Análisis de resultados

Los resultados obtenidos de las simulaciones indican que a medida que se desarrolla la fase de apoyo, existen elementos que son más solicitados en ciertas etapas en comparación al resto, por lo que de ocurrir una falla de la prótesis, es probable que se produzca en dichos componentes. Asimismo, los resultados de las simulaciones señalan que los puntos de mayor esfuerzo permanecen constantes en cada elemento para todos los niveles de carga, mientras que su ubicación es función de la etapa en desarrollo.

En concreto, las piezas de Z-ABS con mayores valores de esfuerzo corresponden a los elementos base y pie medio 2, mientras que los componentes de aluminio más exigidos son la placa 1 y la placa 2. En cuanto a los resortes su comportamiento se encuentra dentro de lo esperado.

A continuación, se detalla el comportamiento de la prótesis para cada elemento.

6.1. Componentes de Z-ABS

Según los resultados de las simulaciones, la pieza menos solicitada corresponde al elemento punta, ya que esta es una pieza netamente estética, la cual no soporta grandes cargas. Esto se debe a que el punto de apoyo al ocurrir el levantamiento de la prótesis se estima en la zona anterior del pie medio, por lo que es de esperar que sus esfuerzos sean bajos.

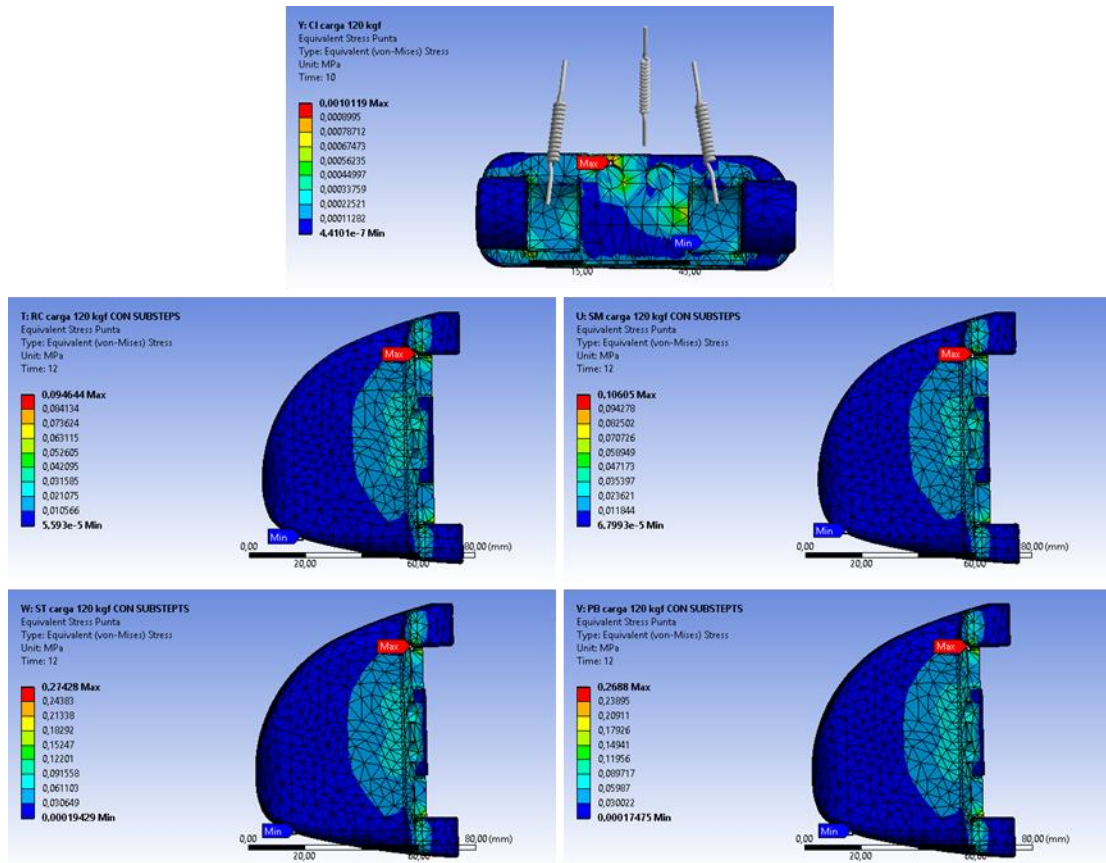


Figura N° 6.76: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para punta

En cuanto al elemento talón se observa que los esfuerzos generados son mayores en las etapas de CI, RC y SM, mientras que en las etapas de ST y PB los esfuerzos son prácticamente nulos. Esto es coherente con el proceso de la marcha, ya que en el primer caso la carga es soportada por este componente en su mayoría, en contraste con las dos últimas etapas, en las que no existe una carga directa sobre este elemento.

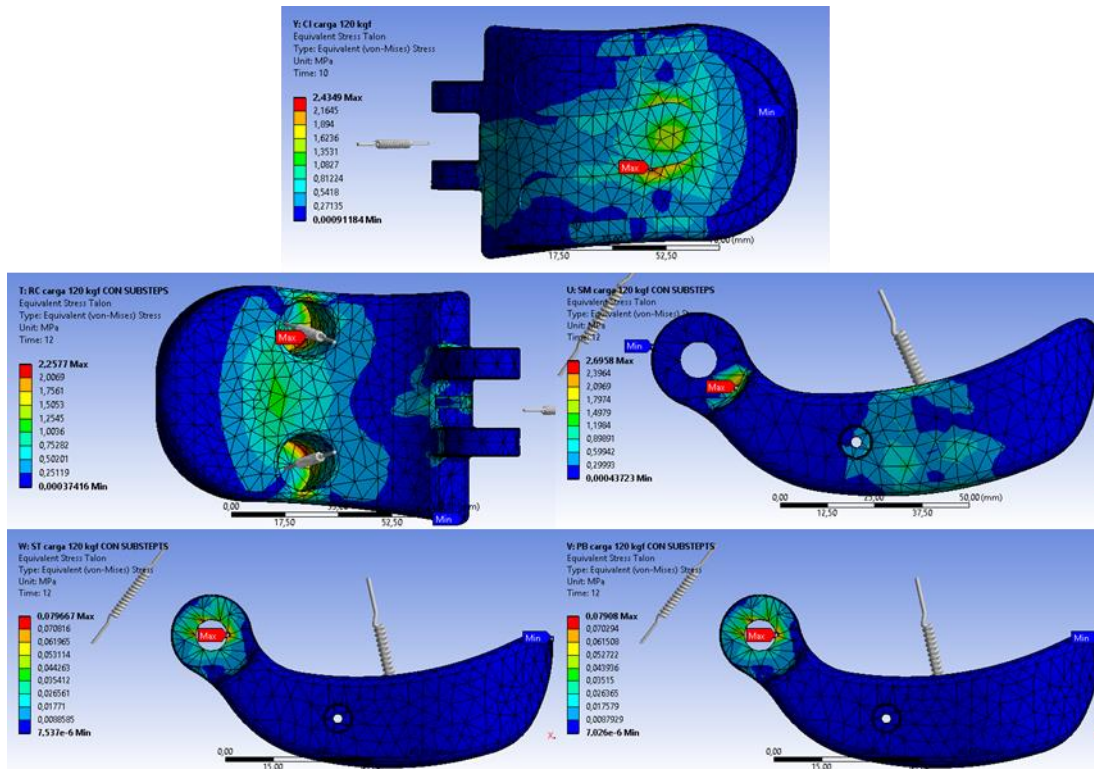


Figura N° 6.77: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para talón

Los niveles de esfuerzo presentes en la pieza pie medio 1 son bajos, independiente del nivel de carga y de la etapa en desarrollo. Cabe destacar que la mayor sollicitación ocurre en la etapa de ST, situación en la que todo el peso del cuerpo es soportado por esta pieza. Es de esperar que la concentración de esfuerzos ocurra en la ranura en la que se inserta la placa 2, no obstante la simulación no arroja esfuerzos considerables en dichos puntos.

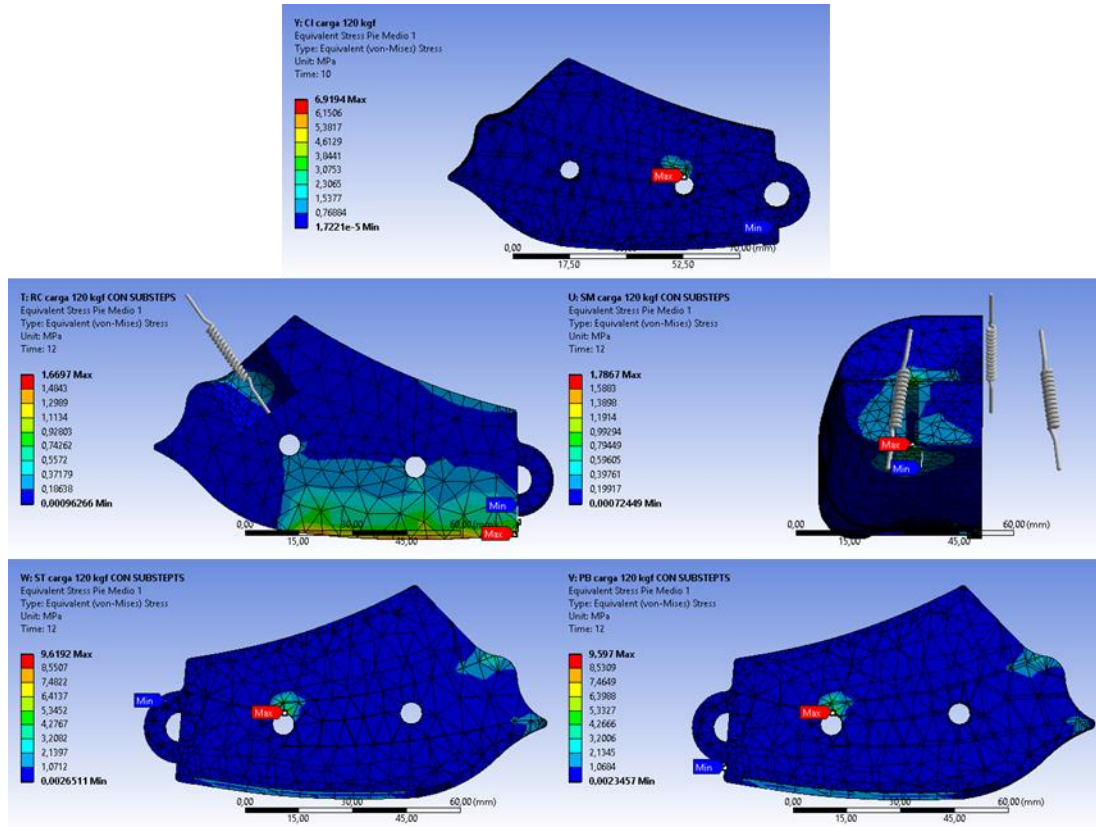


Figura N° 6.78: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para pie medio 1

En la pieza pie medio 2, en las etapas de ST y PB, se obtienen niveles de sobreesfuerzo en la zona de aplicación de la carga, y de forma concentrada en un solo punto, alcanzando valores del orden de 30 MPa. Al inspeccionar valores en la vecindad de la condición de contorno, se observa que estos disminuyen considerablemente, al orden de los 7 MPa. Esto implica que la condición de sobreesfuerzo no existe como tal, por lo que no se considera como un elemento crítico dentro de la prótesis. Respecto a la etapa de CI, el esfuerzo es prácticamente nulo, aunque aumenta a medida que se desarrolla la RC y el SM, obteniendo valores cercanos a los 10 MPa.

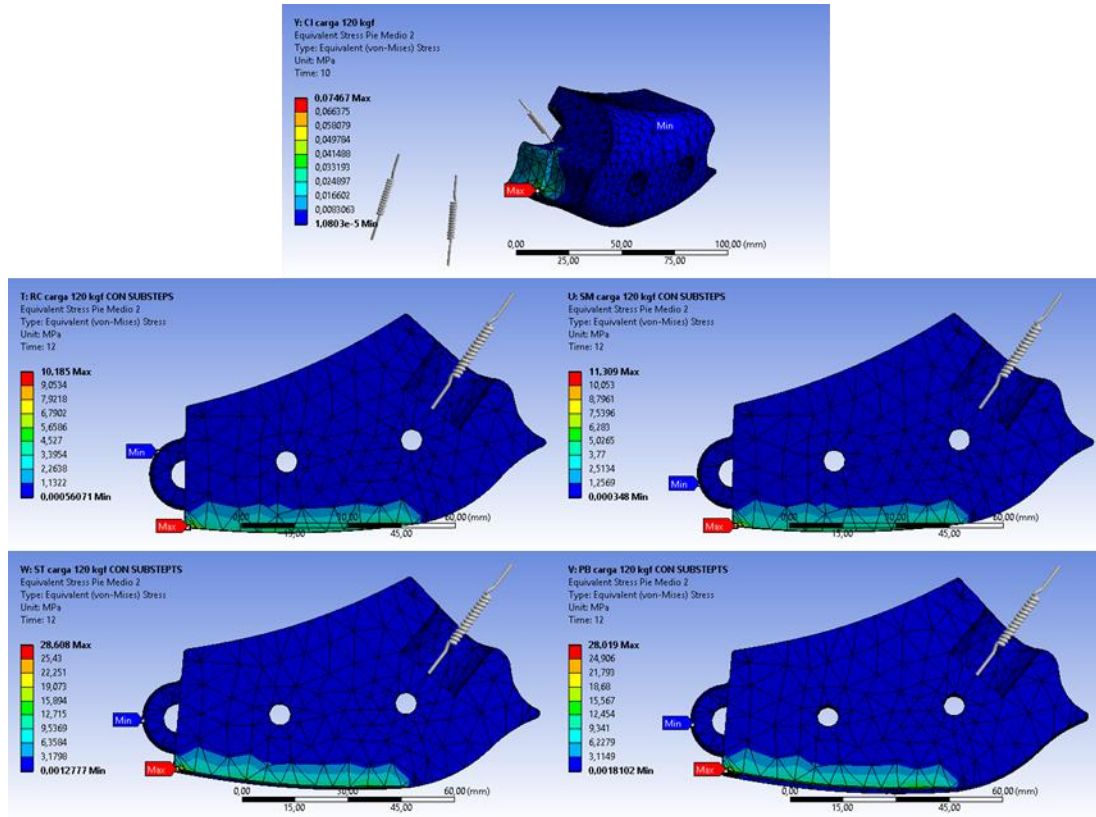


Figura N° 6.79: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para pie medio 2

Tal como se indica anteriormente, la pieza de Z-ABS más solicitada es la denominada como base, la cual posee un máximo de esfuerzo de Von-Mises durante la etapa de CI, alcanzando un valor de 28,54 MPa para una carga de 120 kgf. Con respecto a la carga de 100 kgf, se aprecia que el esfuerzo es aún mayor, siendo de 38,93 MPa. Sin embargo esto carece de lógica, ya que el aumento de los esfuerzos ha demostrado ser lineal según el aumento de la carga a la cual es sometida la prótesis, por lo que no se considera este último valor como válido. Debido al gran valor de esfuerzo, es probable que este componente sufra de deformación plástica, ya que el esfuerzo de fluencia del filamento de Z-ABS es de 30,3 MPa.

En las etapas de ST y PB también existe un incremento de los esfuerzos generados. Lo anterior se debe a que en el intervalo que ocurre el levantamiento del talón y el despegue del antepié, se pasa rápidamente de una posición de dorsiflexión a flexión

plantar, generando un aumento de los esfuerzos en la zona de la articulación que ejerce estos movimientos. Adicionalmente, el aumento de la fuerza de reacción en la zona medial del pie (Figura 4.65) provoca un aumento del momento flector sobre la placa 2, provocando que esta genere una mayor deformación sobre la estructura. Por último, otro factor a considerar es el bajo espaciamiento existente entre estas dos geometrías, favoreciendo la deformación por aplastamiento entre los componentes.

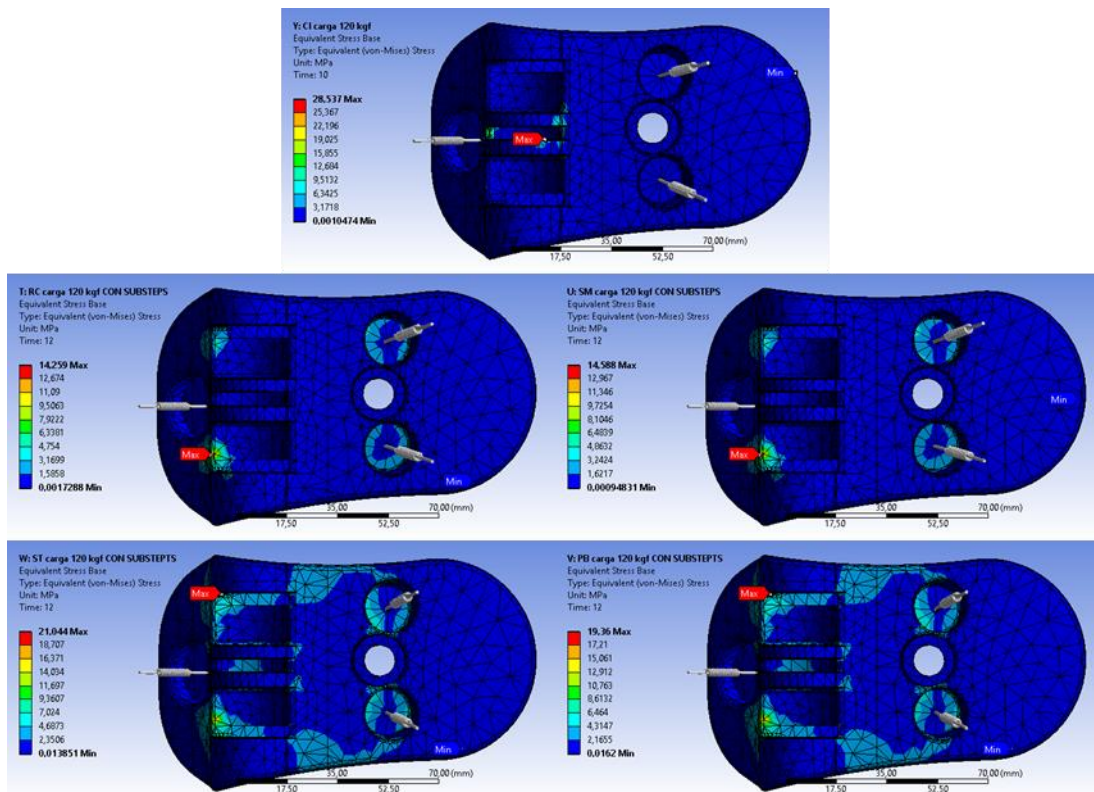


Figura N° 6.80: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para base

6.2. Componentes de aluminio

Los elementos placa 1 y placa 2 presentan un comportamiento similar en cuanto a su nivel de solicitaciones mecánicas, las cuales aumentan con el desarrollo del ciclo de marcha, alcanzando valores máximos durante las etapas de ST y PB. En cuanto al punto crítico de estas piezas, corresponde al mismo para ambas geometrías, ubicado en el filete de la zona inferior de ambas piezas. Respecto a la magnitud del esfuerzo, esta es inferior al esfuerzo de fluencia de la aleación de aluminio utilizada para la simulación, obteniéndose un valor de 217,01 MPa, indicando a estos en los elementos como los más críticos de la estructura interna.

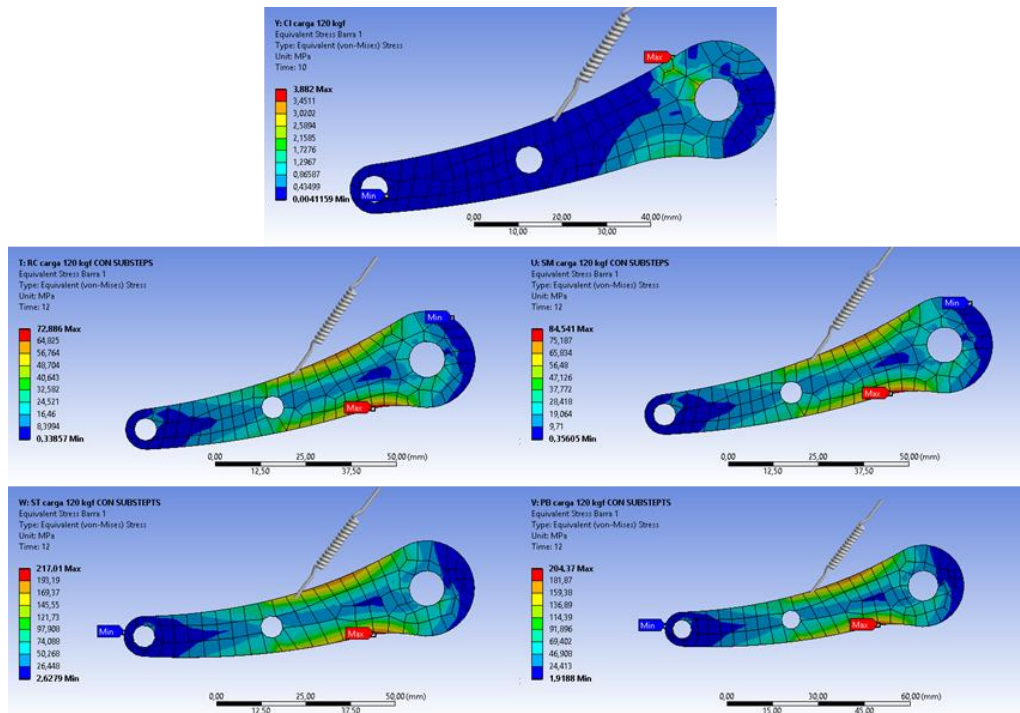


Figura N° 6.81: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para placa 1

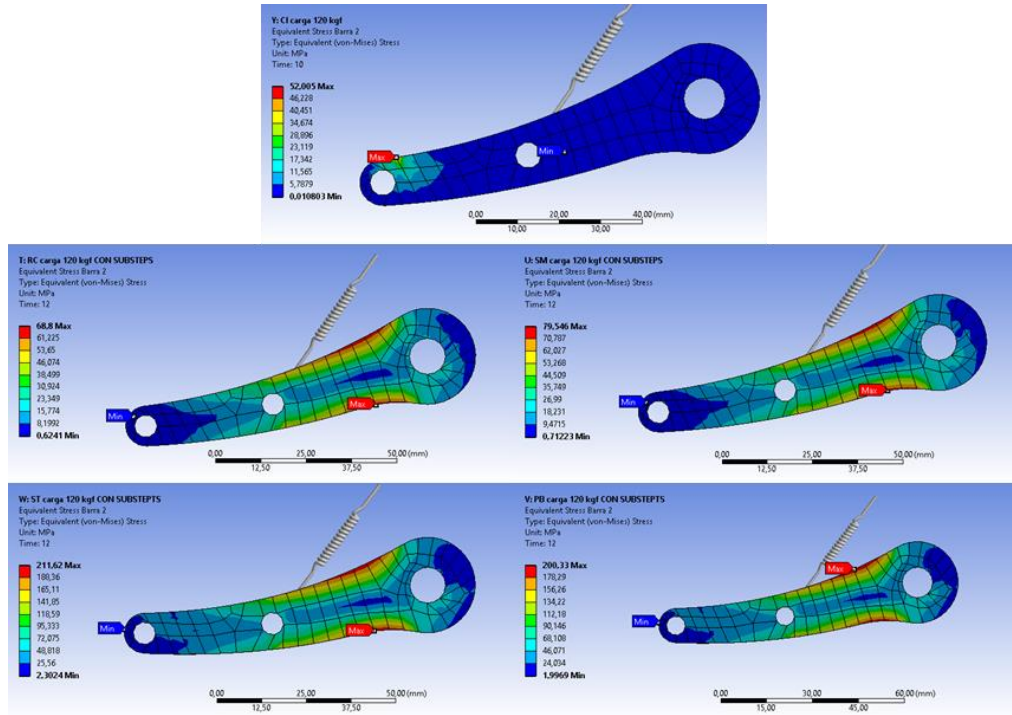


Figura N° 6.82: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para placa 2

El funcionamiento de los elementos placa base 1 y placa base 2 es bastante simétrico para todo el ciclo de marcha. Los esfuerzos generados y los puntos en los cuales se generan estos son prácticamente iguales. Las etapas de mayor esfuerzo corresponden a ST y PB, donde los esfuerzos son considerablemente mayores que en el resto de las etapas, y las zonas de mayor esfuerzo recaen en el cambio de geometría generado por el filete ubicado en la zona inferior de la placa. No obstante, no representan un riesgo de falla por deformación plástica, al menos no por la aplicación de una carga estática.

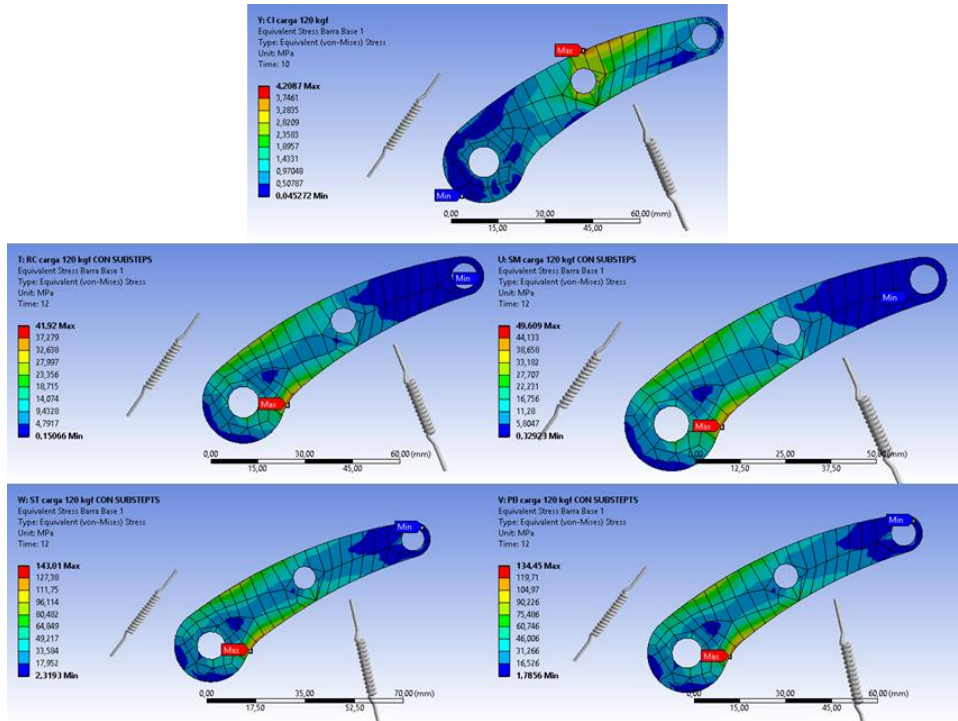


Figura N° 6.83: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para placa base 1

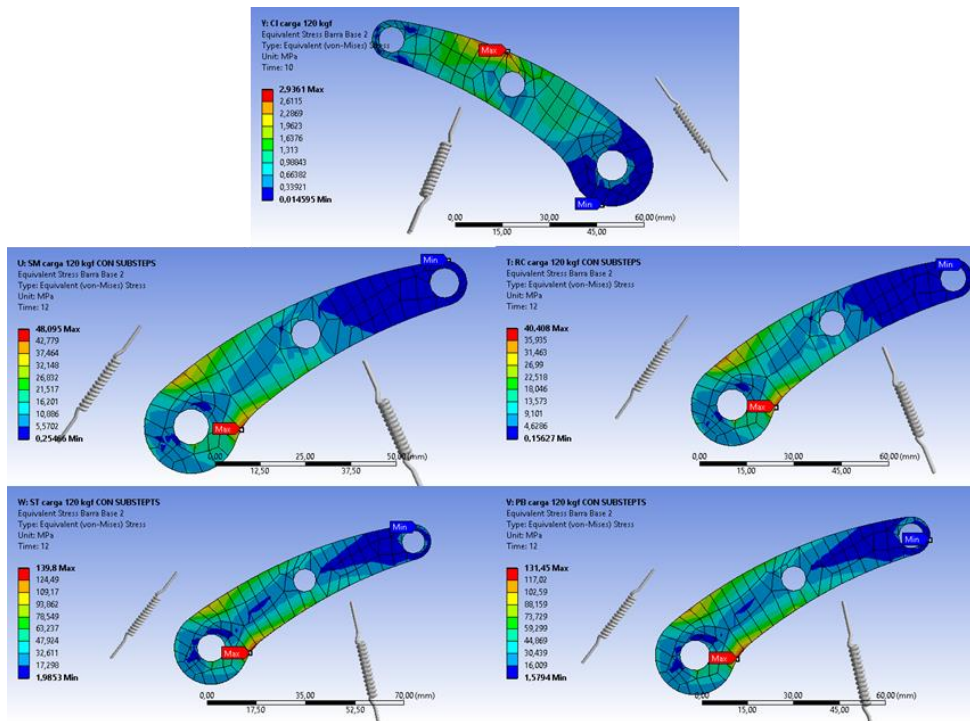


Figura N° 6.84: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para placa base 2

Por último, el elemento placa talón sugiere un espectro de esfuerzos similar en las tres primeras etapas, aunque la región de distribución de estos cambia al pasar de un estado de carga única en el talón, a uno donde existen dos regiones de apoyo para la sustentación del peso corporal. Los puntos críticos en ambas condiciones son coherentes, ya que la variación de la geometría tanto por agujeros como por filetes presentes son factores que favorecen la concentración de esfuerzos.

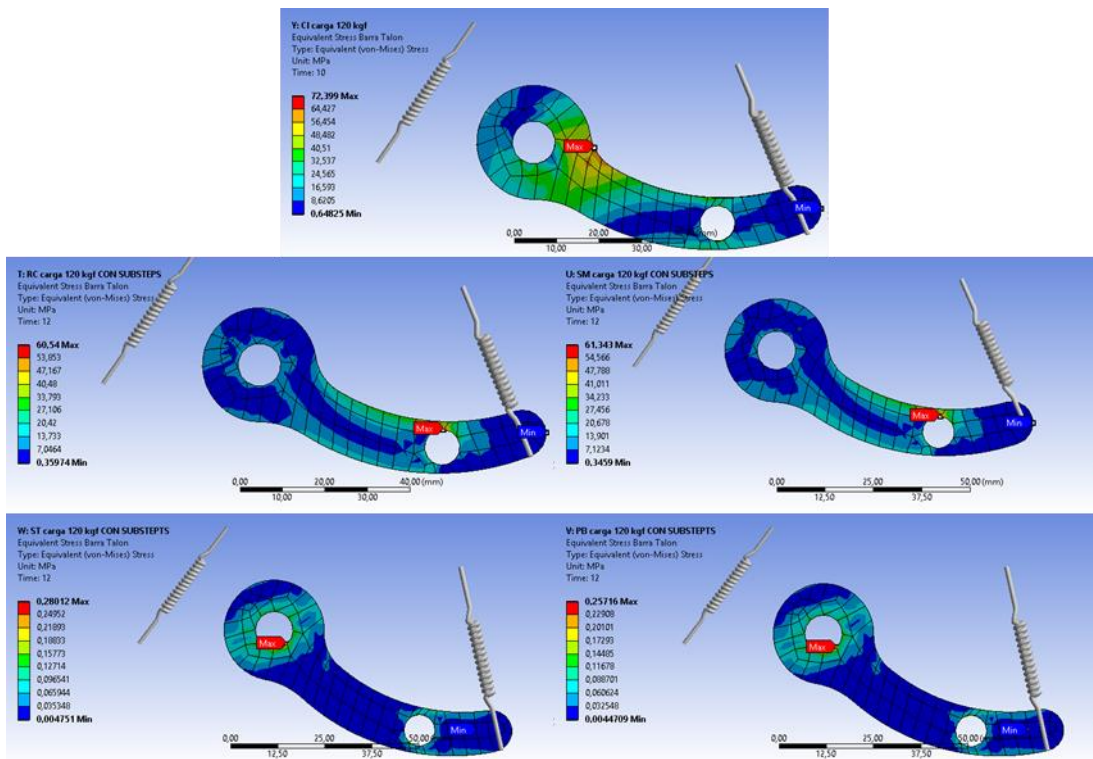


Figura N° 6.85: Zonas de esfuerzo máximo de Von-Mises para pie placa talón

6.3. Resortes

Según los resultados de las simulaciones respecto a las fuerzas ejercidas sobre el resorte lateral y medial, ambos ubicados entre los componentes talón y base, se observa que ninguno supera la carga máxima establecida en la ficha técnica del resorte. Así como tampoco exceden la compresión máxima informada. En el caso del resorte situado entre

las piezas base y pie medio tampoco excede los valores máximos establecidos, por lo que se consideran aptos para el desarrollo de un ciclo de marcha.

7. Conclusiones y propuesta de mejora

Se logra determinar numéricamente el comportamiento estructural de la prótesis transtibial BIOstep, mediante la utilización del software comercial Ansys Workbench. Lo cual se realiza variando la carga estática a la cual es sometida la geometría, y considerando los movimientos articulares durante un ciclo de marcha humana normal. Lo anterior, se desprende del estudio en profundidad de las etapas del ciclo de marcha humana normal, lo cual es fundamental para el desarrollo de este trabajo de título, ya que se logra comprender el desarrollo de la marcha, y las variables que influyen en el desarrollo de esta. Por otro lado, este estudio permite discriminar la información necesaria para la modelación del comportamiento estructural de la prótesis analizada, tales como las fuerzas de reacción y las orientaciones de los miembros inferiores, así como también los métodos de obtención de estas variables.

Las simulaciones realizadas del modelo MEF proporcionan los resultados requeridos, señalando las etapas de mayor exigencia y los elementos más propensos a una falla de material, además de los posibles puntos en los cuales podría llevarse a cabo dicha situación.

Se esclarece que en la etapa de CI la pieza crucial, fabricada a través de la técnica de FDM, corresponde al componente base. Este alcanza valores de esfuerzo de VM de 28,54 MPa en la zona de unión de todo el resto de componentes. Por otra parte, el elemento de aluminio crítico para esta etapa es la placa ubicada en el talón, la cual alcanza un valor de esfuerzos de VM de 72,40 MPa, siendo este valor su máximo para todo el ciclo.

En cuanto a la etapa de ST, se evidencia nuevamente que el valor máximo recae sobre la pieza base con valores de 21,04 MPa, ubicado en la región medial-inferior de la articulación. Adicionalmente, las piezas de aluminio más solicitadas mecánicamente son las placas 1 y 2, alcanzando esfuerzos de VM de 217,01 y 211,62 MPa, respectivamente, siendo la región crítica el filete de la zona inferior de ambos

componentes. Estos resultados son de esperar, puesto que se trata de una etapa de apoyo monopodal.

De lo anterior se desprende que las piezas más propensas a fallas de material corresponden al elemento base y a las placas 1 y 2, aunque ninguna supera el esfuerzo de fluencia del material correspondiente. Lo cual es una aproximación, dado que existe la posibilidad de que los valores de esfuerzo obtenido difieran de los valores de esfuerzo reales dentro del conjunto, sobre todo aquellos que se producen en la pieza base. Esto se debe a la rigidez del modelo utilizado, provocando que los valores obtenidos puedan ser menores (no necesariamente) de los que realmente se producen en cada elemento, no obstante, la simulación mediante MEF continúa siendo una herramienta útil para determinar elementos de alta sollicitación, independiente del valor de esfuerzo obtenido.

Esto último puede afectar la validez del modelo, el que en términos del mallado se considera satisfactorio, ya que cumple con los parámetros de calidad de elemento, asimetría y calidad ortogonal. Además, los resultados obtenidos y las piezas críticas señaladas por el modelo son semejantes con respecto a los puntos de fallas usuales indicados por los desarrolladores de la prótesis. Sin embargo, no se puede asegurar la validez del modelo, al menos no hasta poder comparar los resultados obtenidos con otros estudios, o con mediciones de los esfuerzos sobre el conjunto prótesis, situación que se ha llevado a cabo en estudios similares [34].

Otro factor a considerar en los errores del modelo, es la realización del estudio con una condición de carga estática, siendo esto una aproximación para abarcar el problema. Ya que la verdadera condición de carga es dinámica, pues el punto de aplicación de la carga varía, así como su dirección, sentido y magnitud. Añadiendo que esta se repite un número indeterminado de veces, por lo que es probable que la falla del conjunto se produzca ante valores muy por debajo del esfuerzo de fluencia de cada material y de los esfuerzos calculados, es decir, que se produzca una falla por fatiga [33]. Situación

que no ha podido ser modelada debido a que no se posee información suficiente sobre el material ortotrópico Z-ABS.

A modo de mejorar la resistencia del diseño estudiado, sin desechar el proceso de fabricación por FDM, se sugiere utilizar un material con propiedades mecánicas superiores en comparación al material Z-ABS empleado para la fabricación del elemento base, cuyos valores de esfuerzos son los más considerables respecto al resto de elementos del mismo material. Una alternativa viable es recurrir al Z-PCABS, disponible para la impresora Zortrax M200, el cual corresponde a un material compuesto de ABS y policarbonato, con mayor resistencia a la tensión y resistencia a la fluencia. Además, se sugiere un tipo de relleno máximo para la fabricación con este material.

Dentro de la misma técnica por FDM, se propone la fabricación del componente base a partir del material Z-PETG, el cual posee mayor resistencia a la tracción y al impacto que el Z-ABS, y cuenta con buena resistencia química y térmica, factores necesarios para esta aplicación. En este caso, también se sugiere mantener un patrón de impresión máximo.

Otra alternativa, es fabricar sólo el componente crítico de Z-ABS a través de un proceso de manufactura convencional, empleando a su vez un material compuesto con mejores propiedades mecánicas, tales como los polímeros reforzados con fibras. Dentro de este conjunto, se recomienda los polímeros reforzados con fibra de carbono (CFRP), debido a que presenta mejores propiedades mecánicas en comparación con los otros tipos de fibra.

Las propiedades mecánicas para los materiales propuestos se encuentran disponibles en la sección 9.3, tabla 17.

Con respecto a las placas de aluminio, se recomienda aumentar el nivel de separación de estas con respecto a las piezas de Z-ABS, para disminuir el nivel de deformación

producto del estrecho contacto entre estos elementos, además de aumentar el espaciamiento que existe entre los agujeros y los bordes de las placas.

8. Referencias

- [1] Universidad Central, «Intervención de Terapia Ocupacional en pie diabético con enfoque en el modelo de Ocupación Humana,» *ContexTO*, n° 4, pp. 126-142, 2017.
- [2] TakeaHand, «Socialab,» 2016. [En línea]. Available: <http://comunidad.socialab.com/challenges/senadis/idea/20568>. [Último acceso: 20 Octubre 2018].
- [3] E. N. Marieb, Anatomía y Fisiología Humana, Madrid: PEARSON EDUCACIÓN, S. A., 2008.
- [4] M. W. Whittle, Gait Analysis an Introduction, Elsevier Ltd, 2007.
- [5] R. L. Drake, Gray Anatomía para Estudiantes, Barcelona: Elsevier, 2015.
- [6] A. Faller, The Human Body An Introduction to structure and function, Stuttgart - New York: Thieme, 2004.
- [7] A. Bouchet y J. Cuilleret, Anatomía descriptiva, topográfica y funcional, Buenos Aires: Médica Panamericana S.A, 1998.
- [8] M. N. V. H. Frankel, Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [9] A. V. Voegeli, «Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie,» *Rev Esp Reumatología*, vol. 30, n° 9, pp. 469-477, 2003.

- [10] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular: esquemas comentados de mecánica humana*, Madrid: Médica Panamericana, 2010.
- [11] J. D. Lesmes, *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*, Bogotá: Médica Panamericana, 2007.
- [12] S. C. Vázquez, «Análisis de la Marcha Humana con Plataformas dinamométricas. Influencia en el transporte de cargas. Tesis doctoral,» Universidad Complutense de Madrid, Madrid, 2002.
- [13] J. J. S. Lacuesta y J. M. P. Pastor, *Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica*, Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia, 2005.
- [14] A. Villa Moreno, «Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría,» *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 2, nº 3, pp. 16-26, 2008.
- [15] A. I. Agudelo Mendoza, «Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura,» *CES Movimiento y Salud*, vol. 1, nº 1, pp. 29-43, 2013.
- [16] P. Deluca y T. Renshaw, «Gait Analysis: Principles and Applications. Emphasis on its use in cerebral palsy,» *JBJS*, vol. 77, nº 10, pp. 1607-1623, 1995.
- [17] M. A. Saucedo Romero, «Valoración de la Marcha Humana,» Universidad Nacional Autónoma de México, 2009.
- [18] G. Bovi, «A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects,» *Gait & Posture*, vol. 33, nº 1, pp. 6-13, 2011.

- [19] V. L. Chester, M. Tingley y E. N. Biden, «Comparison of two normative paediatric gait databases,» *Dynamic Medicine*, vol. 6, n° 1, p. 8, 2007.
- [20] C. A. Díaz, A. Torres, J. I. Ramírez y L. F. & Á. N. García, «Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones, CineMED,» *Revista EIA*, n° 5, pp. 85-92, 2006.
- [21] M. J. Espinoza y D. García S., «Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente,» *Revista Médica Clínica las Condes*, vol. 25, n° 2, pp. 276-280, 2014.
- [22] R. L. O. Ramos y A. D. Baryolo Cardoso, «Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior,» *Medicina de Rehabilitación Cubana*, 2005.
- [23] «The War Amps,» [En línea]. Available: <https://www.waramps.ca/ways-we-help/living-with-amputation/#Levels>. [Último acceso: 15 Mayo 2018].
- [24] [En línea]. Available: <http://www.oandplibrary.org/reference/protésica/LLP-07.pdf>. [Último acceso: 18 Mayo 2018].
- [25] H. Osborne, «Amputee Coalition,» [En línea]. Available: <http://www.amputee-coalition.org/spanish/easyread/military-instep/feet-ez.pdf>. [Último acceso: 15 Mayo 2018].
- [26] «Ossur,» [En línea]. Available: <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/balance-solutions/flex-foot-assure>. [Último acceso: 18 Mayo 2018].
- [27] R. Singh y H. K. Garg, «Fused Deposition Modeling – A State of Art Review and Future Applications,» 2016.

- [28] E. A. T. B., L. M. J. X. y E. T. D., «Sistema de posicionamiento aplicado a la técnica de impresión 3D modelado por deposición fundida,» *Investig. Desarro. Innov.*, vol. 3, n° 1, pp. 25-32, 2012.
- [29] O. A. M., S. H. M. y L. B. Jahar, «Mathematical modeling and FDM process parameters optimization using response surface methodology based on Q-optimal design,» *Applied Mathematical Modelling*, vol. 40, n° 23-24, p. 10052–10073, 2016.
- [30] P. Montero Aguilera, «Desarrollo de un método numérico de homogeneización para la obtención de propiedades mecánicas de patrones de fabricación por manufactura aditiva. Aplicación en prótesis de pie articulado,» Valparaíso, 2018.
- [31] P. Metin Ozen, «MESHING WORKSHOP,» 2014.
- [32] «Padtinc,» [En línea]. Available: <http://www.padtinc.com/blog/the-focus/you-dont-wanna-step-to-this-breaking-down-loadsteps-and-substeps-in-ansys-mechanical>. [Último acceso: 15 Agosto 2018].
- [33] «Padtinc,» [En línea]. Available: <http://www.padtinc.com/blog/the-focus/overcoming-convergence-difficulties-in-ansys-workbench-mechanical-part-i-using-newton-raphson-residual-information>. [Último acceso: 15 Agosto 2018].
- [34] R. G. Budynas y J. K. Nisbett, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, México: McGraw- Hill, 2002.
- [35] M. M. Saunders, E. P. Schwentker, D. B. Kay, G. Bennett, C. R. Jacobs y M. C. Verstraete, «Finite Element Analysis as a Tool for Parametric Prosthetic Foot Design and Evaluation. Technique Development in the Solid Ankle Cushioned

Heel (SACH) Foot.,» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. VI, n° 1, pp. 75-87, 2003.

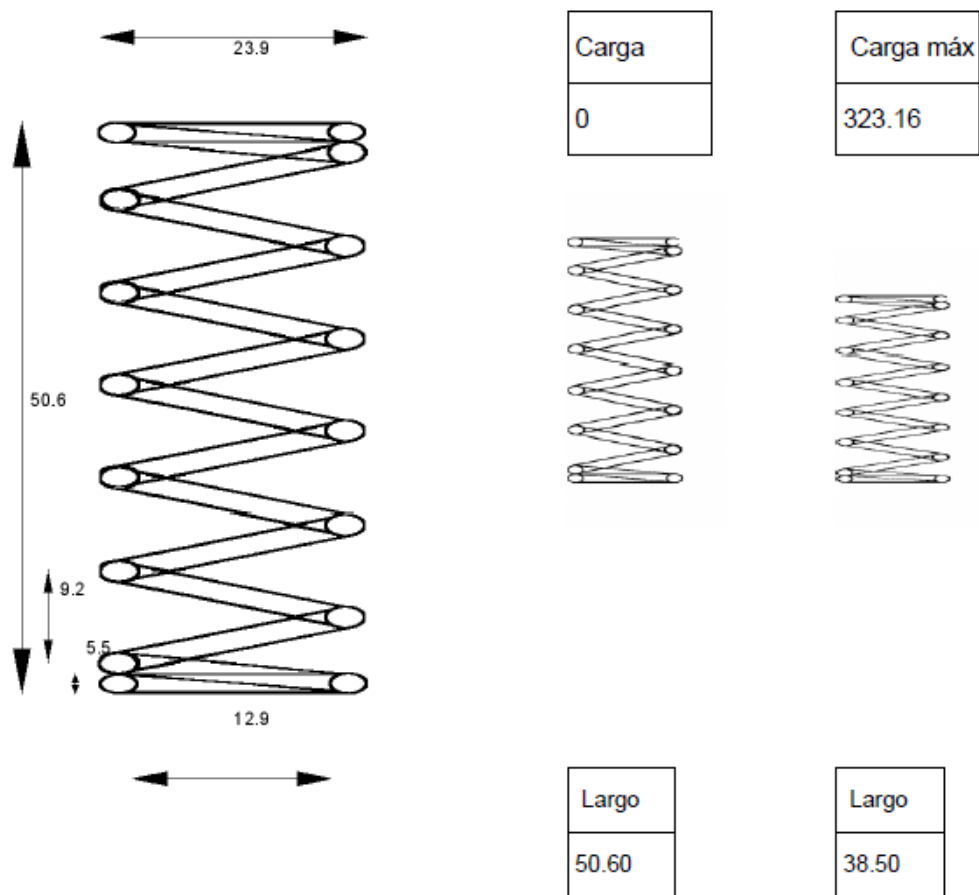
[36] A. A. A. Flores y P. L. Arce, «Anatomía Humana UCV,» 2012. [En línea]. Available:

<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/kine1/Modulos2012/Osteologia%20miembro%20inferior%20kine%202012.pdf>. [Último acceso: 10 Abril 2018].

[37] C. M. Sanz, «Cinesiología de la Marcha Humana normal,» 2012.

9. Anexos

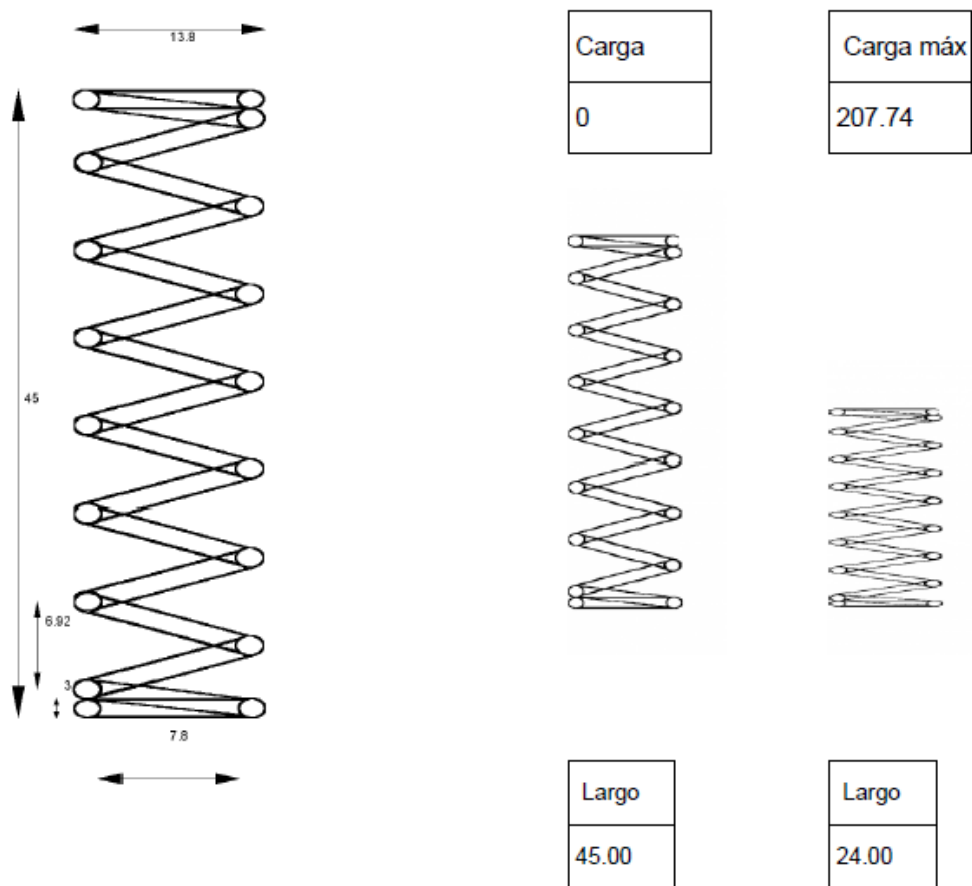
9.1. Fichas resortes



*medidas en mm

Material: inox: ALAMBRE DE ACERO EN 10270- 3*1.4310*NS (INOX-AISI 302)	
Largo total:	50.6
Hilo:	5.5
Diámetro exterior:	23.9
Diámetro interior:	12.9
Paso:	9.2
K (DaN/mm):	26.7076

Figura N° 9.86: Propiedades generales de resorte pie medio, carga máxima en DaN



*medidas en mm

Material: inox: ALAMBRE DE ACERO EN 10270- 3 *1.4310*NS (INOX-AISI 302)	
Largo total:	45
Hilo:	3
Diámetro exterior:	13.8
Diámetro interior:	7.8
Paso:	6.92
K (DaN/mm):	9.8924

Figura N° 9.87: Propiedades generales resorte talón, carga máxima en DaN

9.2. Tablas de resultados

Tabla 11: Esfuerzos VM para carga de 80 kgf

Etapas	Carga estática [kgf]	Máximo esfuerzo de Von-Mises en componentes [MPa]									
		Z-ABS					Aluminio				
		Punta	Pie medio 1	Pie medio 2	Base	Talón	Placa 1	Placa 2	Placa Base 1	Placa Base 2	Placa Talón
CI	80	3,06E-04	2,76E-02	3,74E-02	15,50	1,66	3,86	2,33	2,91	1,93	50,12
RC	80	6,43E-02	1,12	6,99	13,71	1,50	48,85	45,87	27,78	26,41	40,38
SM	80	7,21E-02	1,18	7,76	13,93	1,78	56,65	53,05	33,05	31,59	40,92
ST	80	1,86E-01	3,45	19,54	16,92	0,08	145,46	141,33	95,92	93,72	0,17
PB	80	1,83E-01	3,52	19,17	16,68	0,08	136,97	133,39	90,11	88,20	0,17

Tabla 12: Esfuerzos VM para carga de 100 kgf

Etapas	Carga estática [kgf]	Máximo esfuerzo de Von-Mises en componentes [MPa]									
		Z-ABS					Aluminio				
		Punta	Pie medio 1	Pie medio 2	Base	Talón	Placa 1	Placa 2	Placa Base 1	Placa Base 2	Placa Talón
CI	100	9,63E-04	7,02	4,96E-02	38,93	2,07	3,86	52,40	3,60	2,52	66,22
RC	100	7,96E-02	1,39	8,60	13,98	1,88	60,82	57,30	34,88	33,42	50,43
SM	100	8,92E-02	1,48	9,55	14,26	2,21	70,66	66,34	41,40	39,87	51,07
ST	100	0,23	8,39	24,07	18,23	0,08	181,29	176,44	119,59	116,92	0,22
PB	100	0,23	8,55	23,60	17,85	0,08	170,00	166,00	112,37	109,86	0,21

Tabla 13: Esfuerzos VM para carga de 120 kgf

Etapas	Carga estática [kgf]	Máximo esfuerzo de Von-Mises en componentes [MPa]									
		Z-ABS					Aluminio				
		Punta	Pie medio 1	Pie medio 2	Base	Talón	Placa 1	Placa 2	Placa Base 1	Placa Base 2	Placa Talón
CI	120	9,63E-04	6,92	7,47E-02	28,54	2,43	3,88	52,01	4,21	2,94	72,40
RC	120	9,46E-02	1,67	10,19	14,26	2,26	72,89	68,80	41,92	40,41	60,54
SM	120	0,11	1,79	11,31	14,59	2,70	84,54	79,55	49,61	48,10	61,34
ST	120	0,27	9,62	28,61	21,04	0,08	217,01	211,62	143,01	139,80	0,28
PB	120	0,27	9,60	28,02	19,36	0,08	204,37	200,33	134,45	131,45	0,26

Tabla 14: Fuerzas y deformaciones en resortes para carga estática de 80 kgf

Etapas	Carga estática [kgf]	Resorte pie medio		Resorte talón lateral		Resorte talón medial	
		Fuerza [N]	Δl [mm]	Fuerza [N]	Δl [mm]	Fuerza [N]	Δl [mm]
CI	80	-8,70	-0,03	202,92	2,05	184,73	1,87
RC	80	18,15	0,07	287,36	2,90	284,64	2,88
SM	80	21,32	0,08	313,33	3,17	310,93	3,14
ST	80	56,95	0,21	0,01	0,00	0,01	0,00
PB	80	53,96	0,20	0,01	0,00	0,01	0,00

Tabla 15: Fuerzas y deformaciones en resortes para carga estática de 100 kgf

Etapas	Carga estática [kgf]	Resorte pie medio		Resorte talón lateral		Resorte talón medial	
		Fuerza [N]	Δl [mm]	Fuerza [N]	Δl [mm]	Fuerza [N]	Δl [mm]
CI	100	-8,67	-0,03	253,30	2,56	229,75	2,32
RC	100	22,89	0,09	359,28	3,63	355,97	3,60
SM	100	26,83	0,10	391,76	3,96	388,82	3,93
ST	100	70,88	0,27	0,01	0,00	0,02	0,00
PB	100	67,20	0,25	0,01	0,00	0,01	0,00

Tabla 16: Fuerzas y deformaciones en resortes para carga estática de 120 kgf

Etapas	Carga estática [kgf]	Resorte pie medio		Resorte talón lateral		Resorte talón medial	
		Fuerza [N]	Δl [mm]	Fuerza [N]	Δl [mm]	Fuerza [N]	Δl [mm]
CI	120	-8,67	-0,03	295,72	2,99	268,03	2,71
RC	120	27,61	0,10	431,33	4,36	427,28	4,32
SM	120	32,32	0,12	470,25	4,75	466,76	4,72
ST	120	84,55	0,32	0,02	0,00	0,02	0,00
PB	120	80,21	0,30	0,01	0,00	0,02	0,00

9.3. Materiales propuestos

Tabla 17: Propiedades mecánicas Z-PCABS, Z-PETG y CFRP

Material	Densidad [kg/m^3]	Módulo de Young [GPa]	Esfuerzo de fluencia [MPa]
Z-PCABS	1140	2,21	58
Z-PETG	1270	2,10	50
CFRP			
Alta resistencia	1600	215-235	3500-4800
Ultra alta resistencia	1600	215-235	3500-6000
Alto módulo	1600	350-500	2500-3100
Ultra alto módulo	1600	500-700	2100-2400