

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



**DISEÑO DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL REGULABLE EN
PACIENTES DE 8 A 12 AÑOS PARA LA RUTINA DE MARCHA
NORMAL A BAJO COSTO**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

AUTOR

NICANOR EISAKU UYACU ESTELA

ASESOR

ALEJANDRO SEGUNDO VERA LÁZARO

<https://orcid.org/0000-0003-0198-338X>

Chiclayo, 2021

**DISEÑO DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL REGULABLE
EN PACIENTES DE 8 A 12 AÑOS PARA LA RUTINA DE
MARCHA NORMAL A BAJO COSTO**

PRESENTADA POR:

NICANOR EISAKU UYACU ESTELA

A la Facultad de Ingeniería de la
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
para optar el título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR:

Juan Carlos Vives Garnique

PRESIDENTE

Elmer Rolando Polo Briseño
SECRETARIO

Alejandro Segundo Vera Lázaro
VOCAL

DEDICATORIA

A Dios, por darnos la vida y la salud de cada día.

A mis padres, por su apoyo incondicional para poder lograr mis objetivos.

A mis amigos, por los buenos momentos pasados durante la universidad.

AGRADECIMIENTOS

Al término de esta etapa de mi vida, quiero expresar un profundo agradecimiento a quienes con su ayuda y comprensión me ayudaron a lograr esta realidad.

En primer lugar a mis padres, Adalberto y Rosario, por todo el apoyo brindado durante todos estos años, para alcanzar este objetivo tan anhelado.

Quiero agradecer, a mi asesor el Ing. Ivan Dante Sipi3n Mu1oz y al Ing. Alejandro Segundo Vera L1zaro, por sus consejos y apoyo durante el desarrollo de esta tesis.

A los profesores de la Escuela de Ingenier1a Mec1nica El1ctrica, por las ense1anzas compartidas en el transcurso de mi formaci3n acad1mica.

ÍNDICE

RESUMEN	14
ABSTRACT	15
CAPÍTULO I.....	16
I. INTRODUCCIÓN	16
1.1. JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN.....	18
1.2. OBJETIVOS.....	19
Objetivo general:.....	19
Objetivos específicos:	19
CAPÍTULO II:.....	20
II. MARCO TEÓRICO.....	20
2.1. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN	20
2.2. BASES TEÓRICAS	22
➤ Ciclo de marcha:.....	22
➤ Rutinas de Bipedestación e Higiene Postural.....	23
➤ Prótesis Transtibiales.....	24
➤ Prótesis pediátricas	24
➤ Desviaciones de la marcha en amputados transtibiales.....	25
➤ Biomecánica y Cinemática de la marcha	28
➤ Análisis Mecánico	32
◆ Análisis Estático Lineal.....	32
◆ Análisis de fatiga.....	33
◆ Criterio de Soderberg	34
◆ Criterio de Von Misses.....	35
◆ Factor de seguridad	35
2.3. HIPÓTESIS	37
➤ Formulación del problema	37
➤ Formulación de la hipótesis	37
CAPÍTULO III:	38
III. METODOLOGÍA	38
3.1. ENFOQUE Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....	38
3.2. MÉTODOS Y TÉCNICAS	38
3.3. PLAN DE PROCESAMIENTO DE DATOS	38
3.4. INSTRUMENTOS	39
CAPÍTULO IV:	40

IV. RESULTADOS	40
4.1. CRECIMIENTO DEL MIEMBRO INFERIOR ENTRE LOS 8 Y 12 AÑOS.....	40
4.2. ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA.....	45
A) Marcha Humana	45
◆ Tiempos y periodos en la marcha.....	46
◆ Ángulos de la marcha.....	47
B) Bipedestación	48
C) Bipedestación en Personas Amputadas	49
◆ Distribución de Peso Plantar	49
◆ Posición de Segmentos Anatómicos.....	49
4.3. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LA MARCHA HUMANA.....	51
4.3.1. Análisis cinético de la marcha.....	51
◆ Modelamiento del miembro inferior	51
◆ Análisis Cinético del Pie	51
◆ Análisis cinético de la Canilla.....	52
4.4. FUERZAS DE REACCIÓN	54
4.4.1. Cinemática y Cinética en Amputados Transtibiales Pediátricos.....	54
4.5. DISEÑO DE LA PRÓTESIS REGULABLE	59
4.5.1. Variables: Están definidas en base a criterio propio	60
4.5.2. Deseos y exigencias: Se plantean los deseos y exigencias de la prótesis en función a los ítems seleccionados.....	61
4.5.3. Criterios de selección	62
4.5.4. MATRIZ MORFOLÓGICA	63
4.5.5. SOLUCIONES	64
Solución 1:	64
Solución 2:	64
Solución 3:	65
Solución 4:	65
Solución 5:	65
4.5.6. METODOLOGÍA PARA SELECCIONAR LA POSIBLE SOLUCIÓN ...	66
4.5.7. DISEÑO FINAL	67
4.5.8. MEDIDAS DE LA PRÓTESIS	67
4.6. CÁLCULOS JUSTIFICATIVOS	68
1) Hallar las cargas aplicadas durante el tiempo de uso de la prótesis.....	68

2)	Determinar el comportamiento del elemento regulador, caña fija y móvil, ya sea como viga o columna, en el caso de ser columna especificar si se comporta como columna corta o larga.....	70
◆	Tipo de Fijación: Articulado y empotrado	71
◆	Material a usar para el diseño de las cañas.....	72
◆	Selección del material para la prótesis	73
◆	Análisis de columnas cortas: formula de J.B. Jhonson [42].....	74
◆	Factor de Diseño y Carga Admisible	74
◆	Magnitud de la compresión que soportan las cañas	75
3)	Dimensionar el resorte como mecanismo de amortiguamiento reduciendo el impacto generado al caminar sobre el muñón, para esto se toman los casos más desfavorables tanto en peso como en la altura del impacto.	76
◆	DISEÑO DE RESORTE	78
◆	Constante K del resorte [44].....	79
◆	Cargas que soportará el resorte [44].....	80
◆	Deflexión Máxima del resorte.....	81
◆	Carga por Fatiga del resorte	82
4)	Dimensionar el Tornillo o Caña Móvil	84
5)	Determinar el Factor de Seguridad del Diseño para el estudio.	85
4.7.	DISEÑO CAD.....	86
4.8.	ANÁLISIS CAD Y CAE DE LA PRÓTESIS TRANSTIBIAL INFERIOR REGULABLE USANDO EL SOFTWARE SOLIDWORKS	87
4.8.1.	PRIMER ESTUDIO: MAYOR FUERZA SOBRE EL TALÓN	87
◆	Análisis estático Lineal del ensamble	88
4.8.2.	ANÁLISIS DETALLADO	89
◆	Elementos que soportan mayor carga.....	89
◆	Resorte.....	91
4.8.3.	SEGUNDO ESTUDIO: MAYOR FUERZA SOBRE EL PIE MÓVIL	92
◆	Ensamble	92
4.8.4.	ANÁLISIS DE LAS PIEZAS QUE SOPORTAN MAYOR CARGA.	95
◆	Caña Fija	95
◆	Resorte.....	97
4.8.5.	ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA CAÑA MÓVIL	98
◆	Caña Móvil.....	98
4.8.6.	CÁLCULO DE PASADORES	101
◆	Esfuerzo cortante Simple	101

◆ Esfuerzo Cortante Doble	101
4.8.7. VERIFICACIÓN DE PASADORES Y PERNOS.....	102
◆ PASADOR	102
◆ PERNOS	103
4.9. ANÁLISIS DE FATIGA DE LA PIEZA.....	105
◆ Materiales.....	105
◆ Resultados	106
4.10. EVALUACIÓN ECONÓMICA	108
4.10.1. Análisis del costo total de fabricación de elementos de máquinas	115
4.10.2. Análisis del costo del proyecto	115
4.10.3. Costo de la prótesis	116
V. CONCLUSIONES	117
VI. RECOMENDACIONES	118
VII. REFERENCIAS	119
VIII. ANEXOS	124

LISTA DE IMÁGENES

Imagen 1 Amputación transtibial.	23
Imagen 2 Prótesis transtibial.	24
Imagen 3 Amputado transfemoral pediátrico.	25
Imagen 4 Flexión excesiva de la rodilla	26
Imagen 5 Flexión insuficiente de la rodilla.	26
Imagen 6 Pie en posición medial excesiva.	27
Imagen 7 Flexión prematura de la rodilla.....	27
Imagen 8 Flexión retardada de la rodilla.	28
Imagen 9 Plataformas de fuerza [17].....	29
Imagen 10 Baropodometría [17].....	29
Imagen 11 Fase de soporte y balanceo durante la marcha.	45
Imagen 12 Centro de gravedad del cuerpo humano con el cuerpo erguido, y línea vertical que cruza por el centro de gravedad [28].	48
Imagen 13 Durante la marcha transtibial la línea vertical que cruza por el centro de gravedad cambia debido a que esta también se mueve unos centímetros por delante, entonces la posición de la fuerza de reacción del suelo también cambia.	50
Imagen 14 Cambio en la orientación del cuerpo al usar una prótesis.	50
Imagen 15 Solución 1	64
Imagen 16 Solución 2.....	64
Imagen 17 Solución 3	65
Imagen 18 Solución 4.....	65
Imagen 19 Solución 5	65
Imagen 20 Diseño Final.....	67
Imagen 21 Delimitando las medidas en base a la antropomorfología del paciente.....	67
Imagen 22 Diámetros utilizados para el diseño.....	70
Imagen 23 Fórmulas para hallar áreas e inercias de figuras geométricas.	71
Imagen 24 Constantes de fijación para columnas [42].....	71
Imagen 25 Variables principales de un resorte.....	78
Imagen 26 Longitudes del resorte durante su aplicación.	81
Imagen 27 Vista isométrica de la Prótesis Transtibial.	86
Imagen 28 Diseño CAD de la Prótesis Transtibial inferior.....	87
Imagen 29 Resultados de Análisis de Esfuerzos que soporta el ensamble.....	88
Imagen 30 Factor de seguridad obtenido de la simulación para todo el ensamble.	89
Imagen 31 Análisis de esfuerzos obtenidos en la caña móvil.	89
Imagen 32 Análisis de desplazamiento aplicado al ensamble.....	90
Imagen 33 Factor de Seguridad de los elementos críticos.....	90
Imagen 34 Análisis de Tensiones aplicado al resorte.....	91
Imagen 35 Análisis de Desplazamientos aplicado al resorte.....	91
Imagen 36 Análisis del factor de seguridad al resorte.....	92
Imagen 37 Prótesis Transtibial regulable - 2do tipo de pisada.....	92
Imagen 38 Análisis de Tensiones aplicados al ensamble en la segunda posición.....	93
Imagen 39 Resultado de desplazamiento aplicado al ensamble.	93
Imagen 40 Factor de Seguridad para el ensamble.	94
Imagen 41 Análisis de Esfuerzos para la Caña Fija.	95
Imagen 42 Análisis de Desplazamientos para la Caña fija.....	95

Imagen 43 Análisis de Deformaciones unitarias en la caña Fija	96
Imagen 44 Factor de Seguridad para la Caña fija.....	96
Imagen 45 Análisis de Tensiones aplicados al resorte.	97
Imagen 46 Análisis de desplazamiento para el resorte.....	97
Imagen 47 Factor de seguridad para el resorte.	98
Imagen 48 Caña Móvil	98
Imagen 49 Análisis de tensiones en la caña móvil.	99
Imagen 50 Análisis de desplazamientos de la caña móvil.....	99
Imagen 51 Factor de seguridad para la caña móvil.	100
Imagen 52 Fórmulas de Esfuerzo cortante simple y doble en pasadores.	101
Imagen 53 Modelo simplificado del ensamble para la comprobación de pasadores y pernos	102
Imagen 54 Comprobación de pasadores, segundo estudio.	102
Imagen 55 Comprobación de pernos	103
Imagen 56 Valores de la tabla S-N agregados a la biblioteca de SolidWorks para el Acero ASTM A232	105
Imagen 57 Resultados de daños al ensamble durante la simulación de fatiga	106
Imagen 58 Resultado de la vida del ensamble durante la simulación de Fatiga.	106
Imagen 59 Resultado del Factor de Carga del ensamble durante la simulación de fatiga	107

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfica 1 División del ciclo de marcha.	22
Gráfica 2 Desplazamiento del centro de gravedad durante el ciclo de marcha [18].	29
Gráfica 3 Movimientos angulares de pelvis, cadera, rodilla y tobillo. Las curvas de la primera columna corresponden al plano frontal, las del medio al sagital y las de la columna derecha al horizontal.	30
Gráfica 4 Curvas de momento flexor/extensor y de potencia para la cadera, la rodilla y el tobillo.	31
Gráfica 6 Curva Fuerza, desplazamiento.	32
Gráfica 5 Curva esfuerzo deformación.	32
Gráfica 7 Curva S-N para un material	34
Gráfica 8 Criterio de Von Misses	35
Gráfica 9 Criterio de Goodman, el eje X representa la tensión media y el eje Y la tensión variable [20].	36
Gráfica 10 Triángulo de tensiones para hallar el FS.	36
Gráfica 11 Variables a medir en posición de pie con el brazo izquierdo levantado tanto en hombres como mujeres.	40
Gráfica 12 Variables a medir en posición de pie tanto en hombres como mujeres.	40
Gráfica 13 Variables a medir del pie tanto en hombres como mujeres.	40
Gráfica 14 Variables a medir en posición sentado tanto en hombres como mujeres.	40
Gráfica 15 Fases y periodos durante la marcha	46
Gráfica 16 Ángulos que forman la rodilla tobillo y cadera durante la marcha.	47
Gráfica 17 Fuerzas de reacción generada durante la marcha	54
Gráfica 18 Análisis del ciclo de marcha en el plano sagital, en el eje izquierdo se muestran los ángulos de la rodilla y en el eje derecho se muestran la fuerza de reacción del suelo, el área gris representa a los valores promedios de una marcha sana. [37].	55
Gráfica 19 Fuerzas de reacción del suelo durante la marcha.	56
Gráfica 20 Fuerzas de reacción del suelo respecto del pie durante la marcha en pacientes con amputaciones por debajo de la rodilla, para el pie no amputado y el pie protésico.	57
Gráfica 21 Momentos en la pierna amputada y no amputada en pacientes BKA.	58
Gráfica 22 Distribución de la presión en la planta del pie durante la marcha.	58
Gráfica 23 Modelo de French.	59
Gráfica 24 Árbol de Funciones de la prótesis transtibial regulable.	60
Gráfica 25 Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre los pacientes de control y patológicos en la prueba de subir escaleras. Fz_apo_S: Fuerza vertical de apoyo. Fz_osc_S: Fuerza vertical de oscilación. Fz_des_S: Fuerza vertical de despegue. [61].	76
Gráfica 26 El triángulo fundamental es equilátero: Tanto en la rosca normal como en la fina. La norma que lo regula es la DIN 13. [59].	85
Gráfica 27 Curva S-N para el Aluminio 6061.	105
Gráfica 28 Curva S-N para el Acero ASTM A232	105

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Medidas antropométricas para niñas de 8 a 12 años en mm.	41
Tabla 2 Medidas antropométricas para niños de 8 a 12 años en mm.	42
Tabla 3 Resumen de las medidas antropométricas en niñas.....	43
Tabla 4 Resumen de las medidas antropométricas en niños.	43
Tabla 5 Tallas de zapatos para niños. [63]	44
Tabla 6 Variables dependientes e independientes.	60
Tabla 7 Lista de deseos y exigencias que se requiere para el desarrollo de la prótesis..	61
Tabla 8 Criterios de selección para escoger la mejor solución en la matriz morfológica	62
Tabla 9 Matriz Morfológica	63
Tabla 10 Soluciones de la matriz morfológica	64
Tabla 11 Metodología de Filtro y Evaluación para seleccionar la mejor solución.	66
Tabla 12 Longitudes iniciales de la prótesis.....	68
Tabla 13 Tallas estandarizadas de personas entre 8 a 12 años en cm.	68
Tabla 14 Cargas al caminar según edad.	68
Tabla 15 Índice de masa corporal según edad.....	68
Tabla 16 Radio de giro de la caña fija y móvil.....	71
Tabla 17 Cálculo para hallar el definir el comportamiento como columna larga o corta	72
Tabla 18 Peso del miembro inferior entre 8 a 12 años.	73
Tabla 19 Materiales pre-seleccionados para la prótesis.	73
Tabla 20 Datos del material a usar para las cañas.	73
Tabla 21 Peso de cada pieza de la prótesis en Aluminio 6061	74
Tabla 22 Carga admisible para las cañas fija y móvil.	74
Tabla 23 Diámetros mínimos que deberían tener cada caña para que sean seguras de acuerdo a las cargas obtenidas.....	75
Tabla 24 Longitud del bloque.....	75
Tabla 25 Presión máxima que soportará el elemento	76
Tabla 26 Cargas al subir escaleras en pacientes amputados de 8 a 12 años.....	77
Tabla 27 Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre los pacientes de control o sanos y los pacientes patológicos o con intervención quirúrgica en la prueba de bajar escaleras. Fz_apo_B: Fuerza vertical de apoyo. Fz_osc_B: Fuerza vertical de oscilación. Fz_des_B: Fuerza vertical de despegue. [61].....	77
Tabla 28 Cargas al bajar escaleras en pacientes amputados de 8 a 12 años.....	78
Tabla 29 Propiedades físicas del Acero Aleado A232.	79
Tabla 30 Datos de la geometría del resorte	80
Tabla 31 Constante del resorte	80
Tabla 32 Fuerzas y esfuerzos del resorte.....	80
Tabla 33 Paso del resorte en función al número de espiras.....	81
Tabla 34 Deflexión máxima del resorte	81
Tabla 35 Tabla de Constantes A y m para estimar la resistencia de tensión mínima de alambres para fabricar resortes comunes.....	82
Tabla 36 Cálculo de resistencia a la fatiga del resorte	83
Tabla 37 Dimensiones de roscas métricas ISO, series de pasos bastos y finos.....	84
Tabla 38 Cuadro de Fuerzas y momentos sobre los pasadores.	103

Tabla 39 Fuerzas y Momento que soportan los tornillos.....	104
Tabla 40 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza	108
Tabla 41 Personal encargado de la fabricación de la pieza	108
Tabla 42 Material utilizado durante la fabricación de la pieza.....	108
Tabla 43 Costo de fabricación de la pieza	108
Tabla 44 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza	109
Tabla 45 Personal encargado de la fabricación de la pieza	109
Tabla 46 Material utilizado durante la fabricación de la pieza.....	109
Tabla 47 Costo de fabricación de la pieza	109
Tabla 48 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza	110
Tabla 49 Personal encargado de la fabricación de la pieza	110
Tabla 50 Material utilizado durante la fabricación de la pieza.....	110
Tabla 51 Costo de fabricación de la pieza	110
Tabla 52 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza	111
Tabla 53 Personal encargado de la fabricación de la pieza	111
Tabla 54 Material utilizado durante la fabricación de la pieza.....	111
Tabla 55 Costo de fabricación de la pieza	111
Tabla 56 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza	112
Tabla 57 Personal encargado de la fabricación de la pieza	112
Tabla 58 Material utilizado durante la fabricación de la pieza.....	112
Tabla 59 Costo de fabricación de la pieza	112
Tabla 60 Cotización del Resorte.....	113
Tabla 61 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza	114
Tabla 62 Personal encargado de la fabricación de la pieza	114
Tabla 63 Material utilizado durante la fabricación de la pieza.....	114
Tabla 64 Costo de fabricación de la pieza	114
Tabla 65 Costo de fabricación de la prótesis.....	115
Tabla 66 Costo Total del Proyecto.	115
Tabla 67 Costo de una prótesis comercial.	116
Tabla 68 Costo Socket.....	116

RESUMEN

La creciente demanda de prótesis debido a la pérdida de miembros inferiores implica tomar en cuenta a todo estrato socioeconómico de la población afectada. El 57.5% de las personas que usan prótesis en el Perú son de un estrato socioeconómico de pobreza y el 25,4% de extrema pobreza. El crecimiento de los niños representa una cualidad a tener en cuenta durante el uso de prótesis pediátricas, esto conlleva a un costo de mantenimiento que se da 2 veces al año, en el cual se realizan ajustes de longitud, fijaciones externas, entre otros. Una prótesis de miembro inferior económica rodea los 2000 dólares, incluyendo pasajes, consulta y ajustes. Se realizó el diseño de una prótesis transtibial infantil, adaptable al crecimiento del usuario para pacientes de 8 a 12 años, realizado con Aluminio 6061, debido a que cuenta con las propiedades mecánicas requeridas en su uso, el diseño se desarrolló con la metodología de matriz morfológica, atendiendo los criterios de regulación del tamaño en el pie y caña, se tomó el peso promedio del miembro inferior en los años que el paciente podrá usarlo. Se realizó el diseño CAD, y estudios CAE – SolidWorks, de la prótesis con un análisis estático estructural y de fatiga. Los resultados arrojaron un factor de seguridad muy fiable en la prótesis igual a 4.8. Finalmente se realizó la validación Económica de la fabricación de la prótesis, obteniendo un valor de S/. 2440,19 respecto de los S/. 4000.00 que costaría adquirir una prótesis en el mercado.

Palabras Clave: Prótesis pediátricas, amputación transtibial, CAD, CAE.

ABSTRACT

The growing demand for prostheses due to the loss of lower limbs implies taking into account all socioeconomic strata of the affected population. 57.5% of people who use prostheses in Peru are from a socioeconomic stratum of poverty and 25.4% from extreme poverty. The growth of children represents a quality to take into account during the use of pediatric prostheses, this entails a maintenance cost that occurs 2 times a year, in which length adjustments, external fixations, among others are made. An inexpensive lower limb prosthesis is around \$ 2,000, including tickets, consultation and adjustments. The design of a child transtibial prosthesis was made, adaptable to the growth of the user for patients from 8 to 12 years old, made with Aluminum 6061, because it has the mechanical properties required in its use, the design was developed with the matrix methodology morphological, taking into account the criteria of regulation of the size in the foot and cane, the average weight of the lower limb was taken in the years that the patient will be able to use it. The CAD design, and CAE - SolidWorks studies, of the prosthesis with a static structural and fatigue analysis were carried out. The results yielded a very reliable safety factor in the prosthesis equal to 4.8. Finally, the Economic validation of the prosthesis manufacturing was carried out, obtaining a value of S /. 2440.19 with respect to the S /. 4000.00 it would cost to acquire a prosthesis in the market.

Keywords: Pediatric prostheses, transtibial amputation, CAD, CAE.

CAPÍTULO I

I. INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud, la demanda de dispositivos protésicos y ortésicos para países en desarrollo se estimó en 30 millones para el año 2010 y, dada la tendencia, esto puede seguir aumentando. En ciertos países hasta se han establecido grupos de trabajo por períodos largos de tiempo para atender esas necesidades [1].

La amputación de por si es una condición de la persona y trae consigo una deficiencia anatómica, y trae un impacto psicológico que influye en su rol tanto social como familiar [2].

La población de discapacitados en el Perú representa al 3.1% de la población lo que representa a 931 993 personas, el 57,1% representa a estratos socioeconómicos de pobreza 57.1% y el 25,4% a extrema pobreza [2], el 8.2% de la población discapacitada son menores de 15 años [3].

Uno de los elementos usados en la rehabilitación de un amputado es la prótesis, cuya función es reemplazar las estructuras anatómicas perdidas, al colocar una prótesis en un segmento corporal se requiere acondicionar el ajuste entre las superficies conectadas, si la prótesis es transtibial se realiza alineamiento femorotibial, el cual se puede definir como “la posición relativa del encaje con respecto al eje de la rodilla, la pierna y el pie; y sirve para equilibrar las fuerzas y los momentos que actúan sobre las articulaciones y los segmentos residuales del miembro inferior”, otra forma de expresarlo es “por el ángulo formado por los ejes anatómicos o mecánicos de dichos segmentos óseos” [4]

Las prótesis transtibiales existentes están compuestas por el tubo (o caña), pie, y sus respectivos adaptadores. Éstas no presentan articulación de tobillo, por el contrario, la totalidad de ensambles son fijos y ninguno de sus componentes está planteado como articulación. Actualmente, se adaptan las prótesis transtibiales para niños con segmentos de madera de 1 cm. de espesor, que se agregan entre el módulo del pie y el tubo o caña, cada vez que sea necesario ajustar su longitud debido al rápido crecimiento del menor. [5]

En las prótesis infantiles actuales, aquellas que tienen un mecanismo de regulación del tamaño son prótesis que pueden superar los \$2000 de costo, lo cual lo convierte en una prótesis relativamente cara para un sector socioeconómico bajo, donde se encuentra más de la mitad de la población afectada con esta incapacidad. Las prótesis económicas no cuentan con un mecanismo de regulación que permita adaptar la prótesis al crecimiento del usuario, por lo que deben cambiar de piezas frecuentemente y deben de realizarse actividades mantenimiento correctivo cada cierto tiempo, realizando ajustes de longitud incorporando piezas o en el peor de los casos cambiando completamente la prótesis, esto conlleva a un costo adicional a largo plazo sin tomar en cuenta el costo de adquisición, lo que representa un gasto que personas de bajos recursos económicos no pueden realizar. [5].

La marcha transtibial infantil no difiere mucho de la marcha normal porque a una edad temprana los niños tienen una mayor capacidad para adaptarse a las prótesis, sin embargo

un punto muy importante es que durante la marcha el paciente amputado tiende a apoyar mayor parte del peso sobre su pierna sana [6].

Es importante tomar en cuenta al diseñar y manufacturar el socket la concentración de esfuerzos, ya que si no están bien distribuida la presión sobre la superficie del muñón, pueden correr el riesgo de sufrir úlceras en la piel que si no se tratan con el cuidado necesario puede conllevar a una reamputación [7].

Aquellos pacientes amputados que tienen una prótesis obtienen una calidad de vida aceptable, siendo los jóvenes los que tienen mejor índice de calidad de vida, un aspecto que se deja mucho de lado en un paciente con alguna amputaciones es la salud mental de este, y comúnmente se cree que con una prótesis, habrá una mejor re inserción a la comunidad, que en su mayoría lo hace sin embargo a parte de una rehabilitación física, no pasar por alto una rehabilitación psicológica del mismo modo. [8]

1.1. JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN.

La presente investigación trata del diseño y simulación de una prótesis transtibial regulable para niños de 8 a 12 años de edad. Utiliza un sistema mecánico, por lo que no generará residuos, emisiones o efluentes durante su utilización. Su manufactura tendrá un impacto ambiental poco significativo puesto que solo se trata de un ensamblaje de piezas.

Lo que se incentiva con esta investigación es tomar consciencia de un sector social que necesita de una prótesis económica, y enfocarse en la duración de la prótesis, la regulación del tamaño para que se puedan producir en masa sin necesidad de crearlos a medida, sino poder adaptarlo a las necesidades de cada paciente, a un bajo costo. Y que sirva como guía de estudio y desarrollo para futuros proyectos relacionados con esta rama.

En la actualidad, muchas personas que sufren de amputaciones por debajo de la rodilla, utilizan prótesis para moverse, con el avance de la tecnología y la biomédica cada vez se crean mejores prótesis que ayudan al amputado a caminar de manera normal, y cada vez más parecidas al miembro amputado.

Durante la etapa de rehabilitación del amputado, el uso de prótesis ayuda mucho no solo en la rehabilitación física, también en su recuperación psicológica.

1.2. OBJETIVOS

Objetivo general:

- ✓ Diseñar una prótesis transtibial regulable para pacientes amputados de 8 a 12 años que se adapte al crecimiento del usuario, soporte las cargas durante la marcha y que sea de bajo costo.

Objetivos específicos:

- ✓ Recopilar datos acerca de las medidas antropométricas del paciente.
- ✓ Realizar el análisis cinemático y cinético de la prótesis en función a la información recopilada sobre la marcha protésica.
- ✓ Diseñar el mecanismo que cumpla con la regulación del tamaño de la prótesis al crecimiento del usuario.
- ✓ Analizar y simular estructuralmente el mecanismo de la prótesis regulable, utilizando SolidWorks.
- ✓ Realizar la evaluación económica de la viabilidad del diseño.

CAPÍTULO II:

II. MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

- a) **Título:** Propuesta De Diseño De Prótesis Mecatrónica Para Miembro Inferior A Nivel Transfemoral

Autor: Cristhian Miguel Prieto Villalba

Editorial: Universidad autónoma de México

Año: 2016

Objetivo: Proponer el diseño conceptual de una prótesis biónica para miembro inferior a nivel transfemoral que permita al individuo tener una marcha protésica similar a la marcha humana.

Método: Se usó la metodología de diseño de Ulrich

Resultado: Las interfaces desarrolladas resultaron bastante amigables en cuanto a su uso, por lo que los usuarios pueden familiarizarse rápidamente con las interfaces para su rehabilitación junto con el resto de los dispositivos.

- b) **Título:** Diseño y análisis de esfuerzos de prótesis transfemoral pasiva basada en mecanismo de cuatro barras.

Autor (es): Ing. Ernesto Alonso Ocaña Valenzuela

Editorial: CIATEQ

Año: 2018

Objetivo: Diseño de una prótesis de rodilla pasiva utilizando un mecanismo de cuatro barras. Con la finalidad de cumplir con los criterios de marcha de una persona de 120 kg de peso y 1.75 m de altura, así como la estabilidad en fase de bipedestación, que son características importantes del diseño de prótesis.

Método: Serie de pasos desarrollados para obtener la prótesis, las cuales son, el Diseño del mecanismo policéntrico de la rodilla, diseño en SolidWorks de la prótesis, Análisis de esfuerzos y diseño del prototipado rápido de las piezas.

Resultado: El diseño presentado, el cual fue realizado con un mecanismo policéntrico, tiene la ventaja de ser estable en la bipedestación y esto le permite utilizarlos para muñón largo y corto, algo que no pudo ser posible con mecanismos de bisagra. El diseño presentado logra movimientos de flexión mayores a 140° que permite reproducir, sin problemas, movimientos de marcha normal.

- c) **Título:** Modelo de alineación estática para prótesis transtibiales.

Autor: Ing. Lely Adriana Luengas Contreras, M. Sc.

Editorial: Pontificia Universidad Javeriana

Año: 2016

Objetivo: Explicar la importancia de una adecuada alineación en el uso de la prótesis, ya que si no se realiza una correcta alineación angular en cualquier prótesis se ven afectados todos los ángulos de inclinación, la distribución de la fuerza, puntos de contacto o apoyo y centros de presión que son muy importantes en el diseño de las prótesis de pie, influyendo en la ergonomía del uso de la prótesis.

Método: Se establecieron dos fases para el desarrollo. En primer lugar, se realizó un estudio de tipo cuantitativo para medir las variables biomecánicas de una persona amputada transtibial usuaria de prótesis en bipedestación con desalineación del encaje y así lograr obtener una base de datos que incluye diferentes ubicaciones angulares del encaje en el plano sagital y parámetros biomecánicos del amputado; en segundo lugar, se realizó un modelo estocástico que muestra la afectación de la posición angular del encaje en el plano sagital sobre la variación de los ángulos de los segmentos de miembros inferior, la ubicación del COP y la distribución de peso bajo cada pie.

Resultado: El conocimiento de la variación de los ángulos de cadera, rodilla y tobillo tanto en el lado afectado como en el contralateral al variar la posición del encaje será de gran utilidad en los procesos de rehabilitación de amputados que usan prótesis, ya que apoyará la evaluación de la alineación femoro-tibial. Los datos medidos que son específicos de la población amputada a nivel transtibial pueden ayudar a los protésicos y los médicos para satisfacer las necesidades individuales de los amputados en cuanto a la alineación de prótesis, y la planificación de un programa de rehabilitación más eficiente, lo cual se dará al tener en cuenta los resultados de la presente investigación.

d) **Título:** Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales.

Autor: Alejandro José Doberti Martínez

Editorial: Universidad de Chile

Año: 2015

Objetivo: Describir los pasos necesarios para el desarrollo de un prótesis transtibial que permita al paciente realizar movimientos de dorsiflexión, plantarflexión inversión y eversión del tobillo, con esto se enfoca en brindar un amplio rango de movimientos al pie protésico, logrando una estabilidad necesaria en las rutinas de bipedestación. Finalmente presenta la validación de su diseño utilizando herramientas CAD y CAE.

Método: La metodología, se enfoca en el cumplimiento de los objetivos específicos, que responden al objetivo general.

Resultado: Al modelar la respuesta estática de tanto la tibia como el pie, se obtienen esfuerzos finales que no producen fluencia en los materiales de diseño. En el caso del pie, las deformaciones y esfuerzos están dominados por la situación de carga frontal, cuando el pie está a punto de despegarse del suelo. Se nota que en la mayoría de los casos existen concentraciones artificiales de esfuerzos generadas por aumentos abruptos en la rigidez del sistema.

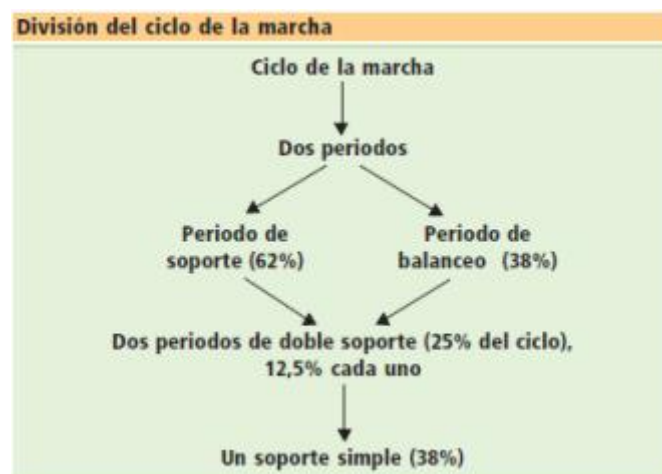
2.2. BASES TEÓRICAS

➤ Ciclo de marcha:

La marcha se define como el paso bípedo que realizan los seres humanos al desplazarse de un lugar a otro realizando el mínimo esfuerzo, para muchos investigadores, científicos y expertos la marcha sigue patrones básicos de movimiento pero cada persona camina de distinta manera, esto revela aspectos individuales de la personalidad, autoestima, la salud, y situaciones personales por las que pueda pasar el individuo [9].

La marcha es un campo de estudio de alta complejidad debido a que durante esta las extremidades inferiores no son las únicas que intervienen sino que los músculos y huesos también intervienen en este movimiento, es por ello que el análisis de la marcha se divide en términos temporales de periodos y fases para facilitar su descripción. Por ejemplo el ciclo de marcha izquierdo es el tiempo que transcurre entre el contacto inicial del pie izquierdo y el siguiente contacto inicial del mismo pie [10].

Durante la marcha se muestran 2 fases claramente definidas: soporte o apoyo (mientras el pie se encuentra en contacto con el suelo) y balanceo (el pie está en contacto con el suelo). Estas fases representan el 62% y el 25% del ciclo de la marcha respectivamente, el 13% restante representa a la fase de apoyo doble, fase en la cual ambos pies se encuentran en contacto con el suelo [9].



Gráfica 1 División del ciclo de marcha.

Fuente: J. Daza Lesmes, Evaluación Clínico-Funcional del movimiento corporal humano, Bogotá D.C., Colombia: Medica Internacional, 2007.

➤ Rutinas de Bipedestación e Higiene Postural

La higiene postural se entiende como las posturas que hemos adquirido o como aquellas poses que adquirimos al realizar alguna actividad, estas deberían estar regidas en base al correcto alineamiento de la columna vertebral, existen muchas personas que van a algún traumatólogo o quiropráctico porque los aquejan dolores en la columna ya sea, cervical lumbar o distal, sin saber que la mayoría de estas molestias están directamente relacionadas la postura que tomamos al realizar alguna actividad [11].

La postura correcta desde el punto de vista fisiológico es aquella que no es fatigante, no altera el equilibrio, el ritmo, ni la movilidad humana.

Anatómicamente distinguimos 3 posturas:

- Bipedestación
- Sedestación: Anterior, intermedia y posterior
- Decúbito: Supino, prono y lateral.

➤ Amputaciones Transtibiales

La amputación transtibial es la más común de las amputaciones de la extremidad inferior, pero al preservarse la articulación de la rodilla proporciona al paciente mayor funcionalidad en que otros tipos de amputación.

La mayor dificultad en la protetización consiste en adaptar de la mejor manera el encaje para lograr una mayor deambulacion del paciente con la mayor estabilidad posible, menor coste energético y la apariencia más normal posible [12].

Es importante que el usuario pruebe distintos tipos de prótesis ya que la persona se debe adaptar a este nuevo miembro, es necesario que el usuario tenga un periodo de prueba razonable

Para ninguna persona es fácil perder una extremidad y los retos que aquejan a cada persona son diferentes y también la etapa de su vida en la que son amputados, aunque la prótesis es una alternativa muy eficiente de rehabilitación, hay un reducido número de pacientes que no se recupera adecuadamente debido a factores externos o quizá en ciertos casos a la misma prótesis, a pesar de los avances tecnológicos, técnicas quirúrgicas y protésicas es necesario seguir investigando más [13].



Imagen 1 Amputación transtibial.

Fuente: j. Ospina y F. Serrano, «El paciente amputado: complicaciones en su proceso de rehabilitación,» *Revista Ciencias de la salud Bogotá* , vol. 7, nº 2, p. 10, 2009.

➤ Prótesis Transtibiales

A diferencia de una prótesis transfemoral, el paciente carece o le falta la extremidad bajo la rodilla. La persona mantiene su articulación natural de rodilla, su diseño se vuelve sencillo ya que no exige realizar la articulación de rodilla. [14]

Sus partes se clasifican en 3 grupos:

Encaje o socket: Permite la sujeción por una pre compresión al muñón del paciente que es realizada por ajustes en el encaje. Comúnmente no usan válvulas de succión.

Pilon o tibia (también llamado, tubo o caña): Imita al hueso de la tibia, su altura varía dependiendo del nivel de la amputación.

Articulación de tobillo y pie: Permite la movilidad del pie y el apoyo de la prótesis en el suelo respectivamente. [14]

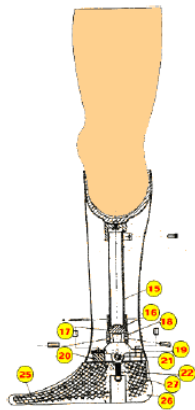


Imagen 2 Prótesis transtibial.

Fuente: L. medina y U. Rafael, *Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial*, Sartenejas, 2006.

➤ Prótesis pediátricas

Los bebés que nacen con una extremidad perdida o parcial, o los niños que pierden una extremidad por lesión o amputación, deben ser evaluados al nacer. A menudo, es apropiado que los bebés y los niños muy pequeños se ajusten de inmediato con una prótesis pasiva para que la prótesis se incorpore a su imagen corporal en desarrollo. Esto también puede ayudar a los niños socialmente a medida que comienzan a interactuar con sus compañeros.

Los pacientes con alguna pérdida de extremidad, desde bebés hasta los 18 años de edad, pueden requerir una nueva cavidad (socket) y algunas otras modificaciones en la prótesis por lo menos una vez al año, lo que sería el mantenimiento de la prótesis y del mismo modo deben ser evaluados por su médico cada 3 a 6 meses.

Los bebés y los niños se adaptan de manera más rápida que los adultos cuando se trata de utilizar algún dispositivo para reemplazar una extremidad. Los bebés que nacen con una extremidad ausente o parcialmente formada generalmente se adaptan a una prótesis cuando comienzan a levantarse y ponerse de pie, que es aproximadamente de seis a ocho

meses de edad. Los niños deben comenzar la terapia física y ponerse en forma con un dispositivo de pérdida de extremidad (prótesis) lo antes posible. [15]



Imagen 3 Amputado transfemoral pediátrico.

Fuente: «Hanger Clinic "Empowering human Potencial",» [En línea]. Available: <http://www.hangerclinic.com/limb-loss/pediatric/Pages/Pediatric-Lower-Extremity-Prosthetics.aspx>. [Último acceso: 20 11 2018].

➤ **Desviaciones de la marcha en amputados transtibiales.**

Existen ciertas variaciones que afectan el desempeño en la marcha del amputado transtibial. Para identificar el motivo de estas variaciones se necesita conocer acerca de la alineación y adaptación de la prótesis, la biomecánica de la marcha y locomoción de la marcha normal. Las variaciones de la marcha protésica se pueden clasificar según el instante en que se encuentre el ciclo de marcha; las hay en la fase de contacto inicial-apoyo medio, el apoyo medio y entre el apoyo medio-prebalanceo.

Desviaciones entre el contacto inicial y el apoyo medio

I. Excesiva flexión de la rodilla:

La rodilla del amputado tiende a flexionar más de los 20° por cualquiera de las siguientes razones (Imagen 4):

a) Excesiva flexión dorsal del pie o excesiva inclinación del encaje

La inclinación que va más allá de los 5° del encaje o excesiva flexión dorsal en el pie, obliga al amputado a flexionar más de la cuenta para lograr que el pie haga contacto completo con el suelo.

b) Excesivo desplazamiento anterior del encaje

Si el pie se encuentra por detrás del eje de acción de la fuerza vertical, se produce un momento que obligara a flexionar la rodilla del miembro amputado excesivamente. Como consecuencia de esto se produce un incremento en la presión del socket. [16]

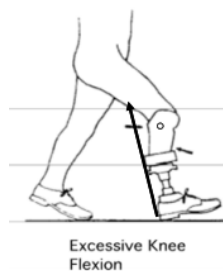


Imagen 4 Flexión excesiva de la rodilla

Fuente: J. E. E. S. F. a. W. P. S. N. Berger, *Análisis de la marcha del amputado por debajo de la rodilla.*

II. Insuficiencia o ausencia de flexión de rodilla

La rodilla puede presentar poca o nula extensión (Imagen 5) por alguna de las siguientes causas:

a) Excesiva plantiflexión del pie

El contacto inicial del pie se realiza antes de lo previsto, lo que limita la flexión de la rodilla después del talón de apoyo.

b) Desplazamiento posterior del encaje

Si el pie se encuentra por delante a la línea de acción de la fuerza vertical, la prótesis tiende a moverse a hacia atrás y la rodilla se ve forzada a extender cuando debería flexionarse.



Imagen 5 Flexión insuficiente de la rodilla.

Fuente: J. E. E. S. F. a. W. P. S. N. Berger, *Análisis de la marcha del amputado por debajo de la rodilla.*

Desviaciones en el apoyo medio

I. Excesiva inclinación lateral de la prótesis

No es extraño que la prótesis tenga una leve inclinación lateral, pero si es excesiva (Imagen 6), el amputado tendrá molestias mediales distales de la rodilla y aumentara el riesgo de daño en los ligamentos de la rodilla. Esto puede originarse por alguna de las siguientes causas:

a) Colocación del pie en medial excesiva

Si el pie no está alineada a la línea de acción de la fuerza vertical, cuando el miembro inferior este soportando todo el peso, el encaje tendera a rotar alrededor del muñón.

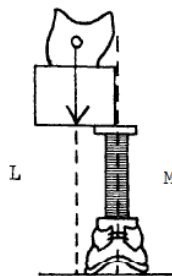


Imagen 6 Pie en posición medial excesiva.

Fuente: J. E. E. S. F. a. W. P. S. N. Berger, *Análisis de la marcha del amputado por debajo de la rodilla.*

Desviaciones entre el apoyo medio y el prebalanceo

I. Flexión prematura de rodilla

Cuando el talón se levanta después de la fase de apoyo medio, la rodilla comenzará a flexionar y el peso del cuerpo se trasladará a los dedos del pie. Si el peso del cuerpo se traslada antes de tiempo sobre las articulaciones metatarsofalángicas, la rodilla flexionará antes de tiempo por la falta de apoyo. Esto puede ser consecuencia por alguno de los siguientes motivos:

a) Excesivo desplazamiento anterior del encaje sobre el pie:

Si el encaje está demasiado anterior, la línea de fuerza vertical pasa por la parte más anterior del pie; apresurando el traslado del peso del cuerpo sobre los dedos y por lo tanto adelanta la flexión de la rodilla.



Imagen 7 Flexión prematura de la rodilla.

Fuente: J. E. E. S. F. a. W. P. S. N. Berger, *Análisis de la marcha del amputado por debajo de la rodilla.*

II. Flexión retardada de rodilla

Contrario al descrito antes, si la distancia que recorre el peso del cuerpo sobre el pie es más larga, la rodilla permanecerá en extensión durante la fase de prebalanceo como se precisa en la imagen 8. Esta situación se puede deber a alguna de las siguientes razones [16]:

- a) Excesivo desplazamiento posterior del encaje sobre el pie
- b) Desplazamiento anterior de la articulación del antepié o del talón

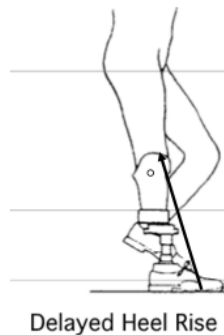


Imagen 8 Flexión retardada de la rodilla.

Fuente: J. E. E. S. F. a. W. P. S. N. Berger, *Análisis de la marcha del amputado por debajo de la rodilla*.

➤ **Biomecánica y Cinemática de la marcha**

La biomecánica es una ciencia que estudia la mecánica de cada elemento del cuerpo (músculos, huesos y ligamentos) que estén relacionados con alguna actividad o movimiento que es realizado por los humanos.

La biomecánica de la marcha se refiere al análisis de todos los músculos, huesos y articulaciones que intervienen durante la marcha, esto incluye las cargas que se generan, las velocidades, la longitud de paso y todos los datos que se pueden adquirir de cada uno de los elementos que intervienen durante esta rutina.

La cinemática de la marcha representa a los valores de las velocidades, longitudes de paso y tiempos que se pueden obtener durante la locomoción humana [17].

Métodos de estudio de la marcha

El estudio de la marcha comprende tanto la cinemática, que describe los movimientos, como la cinética, que estudia las fuerzas que producen los movimientos. Para el análisis de la marcha se usan diversos métodos:

- Acelerometría: permite medir la aceleración en cualquier segmento o articulación del cuerpo.
- Electromiografía (EMG): mide la actividad muscular.
- Baropodometría (imagen 10): mide la presión ejercida sobre el piso.
- Plataformas de fuerza (imagen 9): registran la fuerza durante el apoyo del pie en el ciclo de marcha. [17]

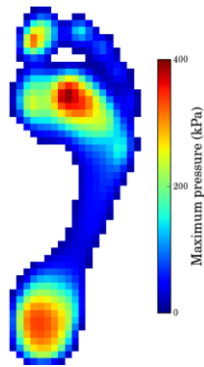


Imagen 10 Baropodometría [17].



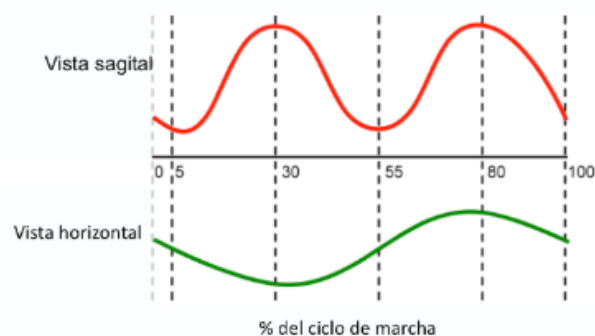
Imagen 9 Plataformas de fuerza [17].

Fuente: Universidad de Antioquía, «Aprende en línea udea,» [En línea]. Available: <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/book/tool/print/index.php?id=164140&chapterid=625>. [Último acceso: 20 09 2018].

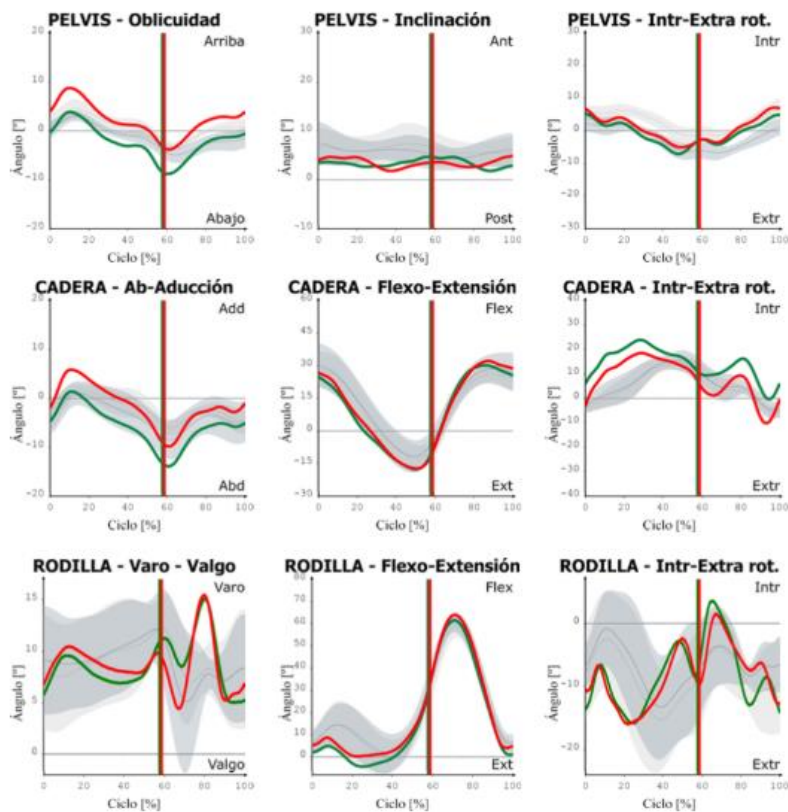
Variables de la marcha:

La trayectoria del centro de gravedad que sigue el cuerpo durante la marcha no es lineal ni rectilíneo sino sinusoidal, lo que representa que durante las fases y el ciclo de la marcha nos inclinamos hacia un lado y otro compensando el peso para evitar perder el equilibrio y caerse de los cuales se pueden hallar valores de energía cinética y potencial entre cada parte de los miembros inferiores. Por ejemplo durante la fase intermedia del ciclo de la marcha que es el apoyo bipodal el centro de gravedad del tronco se encuentra en la posición más baja lo que en términos de energía cinética (EC) y potencial (EP) representa al máximo y mínimo respectivamente [18].

Gráfica 2 Desplazamiento del centro de gravedad durante el ciclo de marcha [18].



En un análisis de marcha, se estudian las posiciones angulares de los segmentos en cada uno de los planos: sagital, frontal y horizontal. En cada plano de análisis de la marcha los movimientos que realizan las articulaciones como rodilla y tobillo se conocen como flexo/extensión, abducción/adducción y rotación interna/externa. Para el tobillo, dorsi/plantiflexión y progresión del pie. En la Grafica 3, se muestran los valores de referencia (franja gris) y los valores para el ciclo de marcha derecho (verde) e izquierdo (rojo) de un sujeto de prueba. [18]

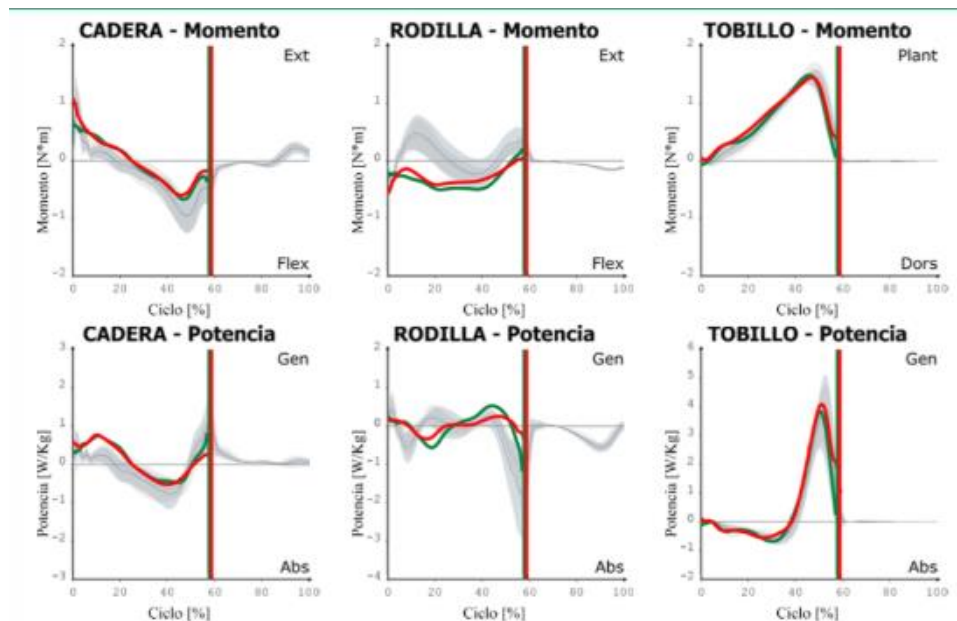


Gráfica 3 Movimientos angulares de pelvis, cadera, rodilla y tobillo. Las curvas de la primera columna corresponden al plano frontal, las del medio al sagital y las de la columna derecha al horizontal.

Fuente: P. N. Guerrero, *Análisis biomecánico del cuerpo humano mediante el procesamiento digital de imágenes*, Parná, 2018.

Cinética:

Las fuerzas presentes durante la marcha son las de gravedad, inercia, contracción muscular y las de reacción del suelo conocida comúnmente como GRF por sus siglas en inglés (ground reaction force). En un análisis cinético de marcha, se estudian las fuerzas de reacción producidas por el vector GRF en tres ejes de referencia (vertical, medial-lateral y anteroposterior), los momentos articulares y la potencia muscular (Gráfica 4) [18]



Gráfica 4 Curvas de momento flexor/extensor y de potencia para la cadera, la rodilla y el tobillo.

Fuente: P. N. Guerrero, *Análisis biomecánico del cuerpo humano mediante el procesamiento digital de imágenes*, Parná, 2018.

Potencia de la marcha

La potencia durante la marcha se debe a la energía producida ($P > 0$) o absorbida ($P < 0$) en las articulaciones por la acción de los momentos internos (musculares) y externos (fuerza de reacción). Una potencia positiva se relaciona con contracciones musculares concéntricas, mientras que las negativas se deben a contracciones excéntricas.

En el análisis de marcha, la potencia se calcula como el producto:

$$P = M(\omega_{proximal} - \omega_{distal})$$

$$P = M(\omega_{proximal} - \omega_{distal}) = M\omega_{proximal} - M\omega_{distal}$$

Donde:

- M es el momento articular
- ω es la velocidad angular en [rad/s]

En otras palabras, el flujo de potencia muscular tiene dos componentes, una entregada a o absorbida por el extremo proximal y otra entregada a absorbida por el extremo distal. Estos se llaman flujos activos porque son transmitidos de los músculos insertados al segmento en la articulación. Si el flujo proximal es igual al distal, $\omega_{proximal} - \omega_{distal} = 0$, por lo que no habrá potencia generada ni absorbida. En otras palabras el músculo se está contrayendo isométricamente y está únicamente transfiriendo de un segmento a otro. Por otro lado, si un segmento está fijo, habrá generación o absorción de potencia pero no transferencia [18].

➤ Análisis Mecánico

◆ Análisis Estático Lineal

Al aplicar cargas o fuerzas a un elemento, tiene a deformarse dependiendo del valor de la carga, pero internamente se generan “fuerzas internas” que de acuerdo a la 3era ley de Newton sirven para equilibrar las fuerzas aplicadas a este, durante el análisis estático lineal se calculan los desplazamientos, deformaciones tensiones a tracción o compresión y fuerzas de reacción que suceden al aplicar cargas sobre algún elemento [19].

Se realizan las siguientes suposiciones durante el análisis estático lineal:

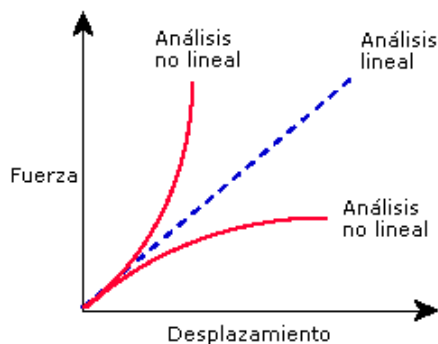
❖ Suposición estática

Las cargas aplicadas aumentan su valor de manera lineal hasta llegar a su valor máximo, punto en el cual permanecen constantes, de este modo se pueden despreciar fuerzas inerciales y de amortiguación.

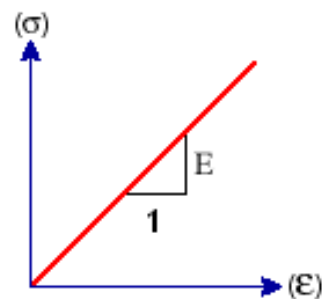
❖ Suposición de linealidad

Parte de la misma idea anterior del aumento lineal del valor de las cargas, y de este modo las reacciones internas o las fuerzas de reacción aumentan de manera lineal. Se puede seguir esta suposición si [19]:

- Los materiales siguen la ley de Hooke.
- Los desplazamientos son mínimos.
- No varían las condiciones de contorno mientras la carga es aplicada.



Gráfica 5 Curva Fuerza, desplazamiento.



Gráfica 6 Curva esfuerzo deformación.

Fuente: Solidworks, «Dassault Systemes,» 2010. [En línea]. Available: http://help.solidworks.com/2010/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/AnalysisBackground/StaticAnalysis/IDH_Analysis_Background_Linear_Static_Analysis.html?id=4be87a4961f2456b85d59fa998b3e9c8#Pg0. [Último acceso: 19 05 2019].

En los análisis estáticos lineales si se asume que las cargas varían linealmente, entonces las cargas permanecen constantes entonces las aceleraciones y velocidades del sistema excitado son insignificantes, por tanto, no se tienen en cuenta fuerzas de inercia o amortiguamiento en la fórmula:

$$[K]\{u\} = \{f\}$$

Donde:

- ✓ $[K]$: matriz de rigidez
- ✓ $\{u\}$: vector de desplazamiento
- ✓ $\{f\}$: vector de carga

En los estudios dinámicos lineales, las cargas aplicadas dependen del tiempo. Las cargas pueden ser deterministas (periódicas y no periódicas) o no deterministas (no pueden predecirse con precisión pero sí pueden describirse desde un punto de vista estadístico). Las aceleraciones y velocidades del sistema excitado son considerables y, por tanto, se deben tener en cuenta fuerzas de inercia o amortiguamiento.

$$[M]\{\ddot{u}(t)\} + [C]\{\dot{u}(t)\} + [K]\{u(t)\} = \{f(t)\}$$

Donde:

- ✓ $[K]$: matriz de rigidez
- ✓ $[C]$: matriz de amortiguamiento
- ✓ $[M]$: matriz de masa
- ✓ $\{u(t)\}$: vector de desplazamiento dependiente del tiempo
- ✓ $\{\ddot{u}(t)\}$: Vector de aceleración dependiente del tiempo
- ✓ $\{\dot{u}(t)\}$: Vector de velocidad dependiente del tiempo
- ✓ $\{f(t)\}$: vector de carga dependiente del tiempo

La respuesta del sistema se proporciona en términos de historiales de tiempo (amplitudes frente a tiempo) o en términos de espectros de frecuencia (valores pico frente a frecuencia) [19].

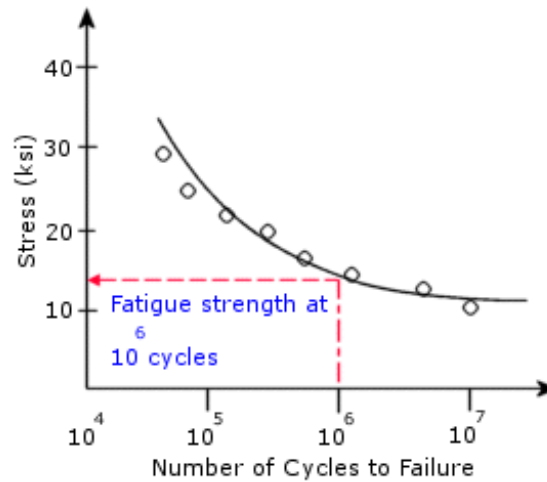
◆ **Análisis de fatiga**

Si sobre una pieza actúan cargas dinámicas (variables con el tiempo), y ciclos repetitivos de carga y descarga, la pieza o el elemento luego de un cierto número de ciclos fallará y se romperá o fracturará aun si la carga aplicada se encuentre por debajo del límite elástico del material, este fenómeno se conoce como fatiga.

La vida de un material a fatiga se entiende como el fallo debido a cargas repetitivas que conlleva al inicio de una grieta y su posterior propagación para finalmente fallar por fractura. Un análisis estructural de fatiga permite validar la durabilidad y seguridad de un diseño bajo ciertas condiciones de cargas aplicadas que son previamente definidas por el uso que se le dará a la pieza.

Para analizar un elemento por fatiga se debe tomar en cuenta el material sobre el cual está hecho ya que existen tablas de S-N (tensión alternante vs N° de ciclos) que muestran los

valores de tensión que un material puede soportar por una cierta cantidad de ciclos antes que falle por fatiga [19].



Gráfica 7 Curva S-N para un material

Fuente: Solidworks, «Dassault Systemes,» 2010. [En línea]. Available: http://help.solidworks.com/2010/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/AnalysisBackground/StaticAnalysis/IDH_Analysis_Background_Linear_Static_Analysis.html?id=4be87a4961f2456b85d59fa998b3e9c8#Pg0. [Último acceso: 19 05 2019].

Las curvas S-N son distintas para cada material, para hallarlas se necesitan equipos especializados y muchas probetas a las cuales se les harán pruebas de cargas alternantes medias y de este modo se halla la cantidad de ciclos que soporta ese material antes de fallar por fatiga [20].

◆ Criterio de Soderberg

En diseño de máquinas habitualmente, no se admite que el valor de la tensión supere la de fluencia, es por ello que Soderberg propuso una recta que previene también los fallos por fluencia con comportamiento dúctil. Esta es la ecuación la recta de Soderberg:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} \frac{\sigma_m}{\sigma_{yp}} = 1$$

Donde:

- ✓ σ_a = Esfuerzo alternante
- ✓ σ_m = Esfuerzo medio
- ✓ σ_{yp} = Esfuerzo ultimo
- ✓ S_e = Esfuerzo de fatiga

De esta manera, Soderberg elimina el problema de fallos por fluencia, pero a cambio es un criterio tal vez excesivamente conservador. [21]

◆ Criterio de Von Mises

Es un criterio de resistencia elástica también conocido como “máxima energía de distorsión”, propone que el elemento no fallara siempre que la energía de distorsión por unidad de volumen sobre un punto no supere el valor de la fluencia obtenido en el ensayo de tracción, la fórmula para hallarlo es la siguiente:

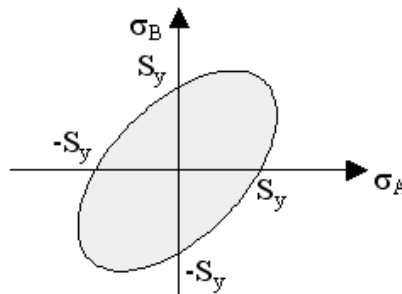
$$\sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_1\sigma_2)^2 + (\sigma_1\sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2)} < S_y$$

Donde $S_y > 0$ es el límite de fluencia a tracción.

El coeficiente de seguridad en el punto analizado, de acuerdo con el criterio de von Mises se obtiene de la siguiente manera:

$$n_s = \frac{S_y}{\sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2)^{1/2}}}$$

Para dos esfuerzos aplicados a un elemento en distintos ejes se puede representar este criterio como un diagrama σ_A - σ_B en las que estos esfuerzos son tensiones no nulas, la zona sombreada de la figura representa la zona segura en la que no fallara el elemento [22].



Gráfica 8 Criterio de Von Mises

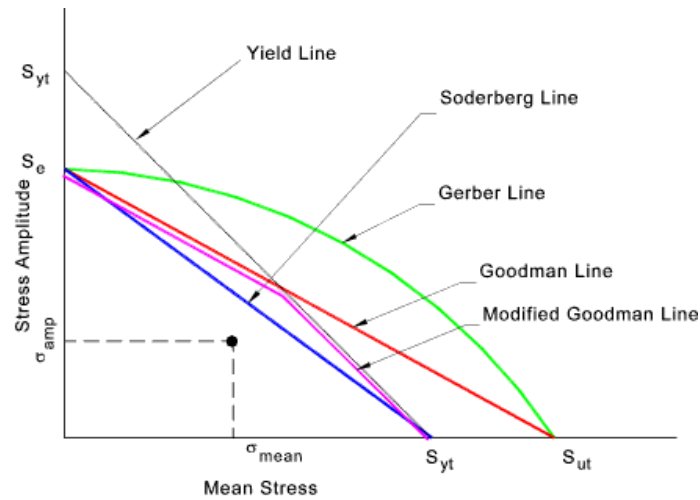
Fuente: A. P. Gonzales, «Mecapedia,» 23 06 2014. [En línea]. Available: http://www.mecapedia.uji.es/criterio_de_von_Mises.htm.

◆ Factor de seguridad

El factor de seguridad es un indicador que predice si la estructura fallará ante cargas cíclicas. Para calcular este indicador primero se identifican todos los ciclos de cargas aplicados al elemento, luego empleando cualquier criterio para analizar la falla por fatiga se obtienen los ciclos menos favorables, el criterio de Goodman proporciona un FS más conservador, lo que significa que se sobredimensionaría el diseño con la finalidad de hacerlo más seguro [20].

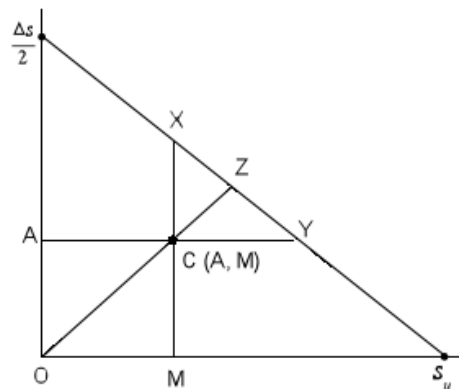
El criterio de Goodman utiliza dos propiedades del material:

- La tensión última, σ_u
- La máxima tensión alterna (o variable), σ_{amp}



Gráfica 9 Criterio de Goodman, el eje X representa la tensión media y el eje Y la tensión variable [20].

Fuente: B. M. Hidalgo, «Iberisa,» [En línea]. Available: <http://www.iberisa.com/soporte/fatiga/intro.htm>.



Gráfica 10 Triángulo de tensiones para hallar el FS.

Fuente: B. M. Hidalgo, «Iberisa,» [En línea]. Available: <http://www.iberisa.com/soporte/fatiga/intro.htm>.

- C: Tensión en un ciclo
- A: Tensión alterna del ciclo
- M: Tensión media del ciclo
- $\frac{\Delta S}{2}$: máxima tensión alterna que no causa ningún daño en el material
- $FS = \frac{OZ}{OC}$: Cuando tanto la tensión media como la alterna son variables.
- Para que un diseño resulte seguro el FS debe ser mayor que 1.0.

2.3. HIPÓTESIS

➤ **Formulación del problema**

¿Será factible diseñar una prótesis transtibial expandible, que se adapte al crecimiento del paciente y que sea económico respecto a las prótesis comerciales?

➤ **Formulación de la hipótesis**

Si se diseña la prótesis transtibial adaptable al crecimiento del paciente y a bajo costo, entonces más niños contarán con la posibilidad de acceder a una prótesis y mejorar su calidad de vida.

CAPÍTULO III:

III. METODOLOGÍA

3.1. ENFOQUE Y DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

Tipo de Investigación

- Por su finalidad: Aplicada
- Por su objetivo: Cuasi-Experimental
- Área de investigación: Diseño Mecánico

Población y Muestra

Este estudio se centra en el diseño de una prótesis será para pacientes con amputaciones transtibiales que se encuentren entre 8 y 12 años incluyendo percentiles de crecimiento y desarrollo de P5% (poco desarrollo), P50% (desarrollo normal) y P95% (Desarrollo por encima del normal).

Este estudio no cuenta con una muestra, puesto que la prótesis será generalizada para cualquier paciente con amputación transtibial que este entre las edades de 8 y 12 años.

Peso y Edad de pacientes: Tomados de bibliografías sobre antropometría de los miembros inferiores en niños

3.2. MÉTODOS Y TÉCNICAS

Se usara un método analítico, se tomara como base las cargas durante la marcha en un amputado transtibial. Por eso la designación de variables se basa en las variables recolectadas y procesadas.

Mediante la técnica de recopilación de datos se podrán determinar las medidas de crecimiento del miembro inferior usando bibliografía acerca de la antropometría del niño en las edades especificadas.

Para realizar las propuestas y selección final del diseño de la prótesis se utilizará como método la Matriz morfológica y la técnica de filtro y evaluación, las cuales ayudaran a determinar la solución óptima.

El diseño se realizará mediante Software SolidWorks, y del mismo modo se realizará el análisis y simulación estático estructural y de fatiga de la prótesis para su validación.

Al finalizar el diseño se realizara una evaluación económica de la viabilidad del diseño.

3.3. PLAN DE PROCESAMIENTO DE DATOS

Se recolectaran datos necesarios para determinar la regulación de la prótesis al crecimiento del paciente a través de la bibliografía obtenida. Después de ello se procede a estudiar los patrones de movimiento durante la marcha sana y de amputados transtibiales, y con ello poder determinar las cargas que soportará la prótesis a lo largo del tiempo. Una vez obtenido los daros pasamos a diseñar la prótesis y seleccionar el mecanismo de graduación de tamaño. Posteriormente se validara el diseño mediante la simulación de la prótesis usando software CAE y así poder optimizar el diseño. Finalmente se realizará la evaluación económica del Proyecto.

3.4. INSTRUMENTOS

Se tomarán las medidas de los miembros inferiores del paciente en base a tablas antropométricas especificadas en la bibliografía y haciendo uso de las hojas de cálculo, Excel, se definirán las medidas iniciales y finales que debe tener la prótesis.

También se hará uso de Software CAD y CAE para el diseño y validación de la prótesis.

CAPÍTULO IV:

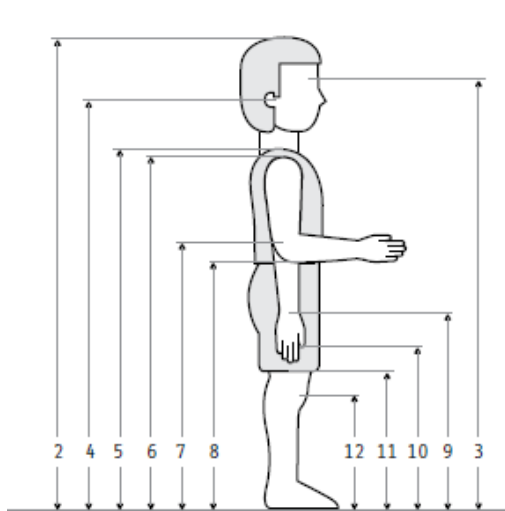
IV. RESULTADOS

4.1. CRECIMIENTO DEL MIEMBRO INFERIOR ENTRE LOS 8 Y 12 AÑOS.

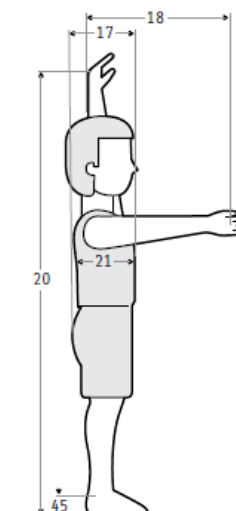
Para el diseño de la prótesis es fundamental tener las medidas exactas de los miembros inferiores (se especifica en las tablas) de los pacientes durante su etapa de crecimiento y desarrollo de 8 a 12 años.

Estas medidas influyen mucho en el diseño porque con ellas se define las medidas que deberá tener la prótesis y su debida regulación ante el crecimiento del paciente, en capítulos posteriores se definirán las cargas a las que estará sometida dicha prótesis.

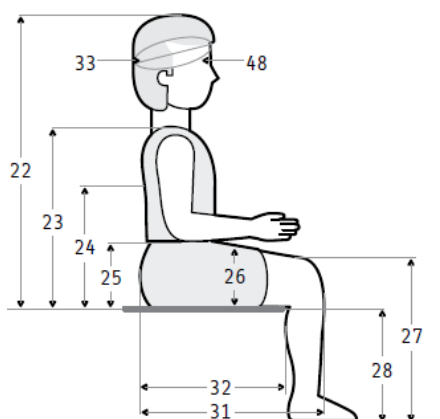
En las tablas siguientes se han recopilado las distancias del suelo a la rodilla y tobillo y las medidas de largo y ancho del pie en cada año de crecimiento, las medidas están en mm. [23]



Gráfica 12 Variables a medir en posición de pie tanto en hombres como mujeres.



Gráfica 11 Variables a medir en posición de pie con el brazo izquierdo levantado tanto en hombres como mujeres.



Gráfica 14 Variables a medir en posición sentado tanto en hombres como mujeres.



Gráfica 13 Variables a medir del pie tanto en hombres como mujeres.

Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. Gonzáles Muñoz, Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, Guadalajara, 2007.

Tablas antropométricas para niños y niñas de 8 a 12 años medidas en mm. [23]

Tabla 1 Medidas antropométricas para niñas de 8 a 12 años en mm.

Dimensiones Antropométricas para Damas						
Edades		8 años	9 años	10 años	11 años	12 años
		\bar{X}	\bar{X}	\bar{X}	\bar{X}	\bar{X}
12	Altura rodilla	354	373	397	415	424
45	Altura tobillo	59	60	63	64	64
28	Altura Poplitea	329	346	363	378	388
44	Longitud pie	200	209	219	227	229
46	Anchura pie	77	80	82	85	87
47	Anchura talón	53	56	57	61	62
		DE	DE	DE	DE	DE
12	Altura rodilla	24	25	25	27	26
45	Altura tobillo	7	7	8	8	7
28	Altura Poplitea	21	22	21	22	26
44	Longitud pie	12	12	14	14	12
46	Anchura pie	6	6	6	6	6
47	Anchura talón	5	6	6	6	6
		P5	P5	P5	P5	P5
12	Altura rodilla	314	332	356	370	381
45	Altura tobillo	47	48	50	51	52
28	Altura Poplitea	295	310	329	342	345
44	Longitud pie	180	186	196	204	209
46	Anchura pie	67	70	72	75	77
47	Anchura talón	45	46	47	51	53
		P50	P50	P50	P50	P50
12	Altura rodilla	353	373	395	413	424
45	Altura tobillo	59	60	62	65	63
28	Altura Poplitea	327	344	361	378	384
44	Longitud pie	199	210	217	226	230
46	Anchura pie	76	80	82	85	86
47	Anchura talón	53	55	56	60	60
		P95	P95	P95	P95	P95
12	Altura rodilla	394	414	438	460	467
45	Altura tobillo	70	71	76	77	77
28	Altura Poplitea	364	380	398	414	431
44	Longitud pie	220	229	242	250	245
46	Anchura pie	87	90	92	95	97
47	Anchura talón	61	66	67	71	72

Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. Gonzáles Muñoz, Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, Guadalajara, 2007.

Tabla 2 Medidas antropométricas para niños de 8 a 12 años en mm.

Dimensiones Antropométricas para Varones						
Edades		8 años	9 años	10 años	11 años	12 años
		\bar{X}	\bar{X}	\bar{X}	\bar{X}	\bar{X}
12	Altura rodilla	354	374	393	413	427
45	Altura tobillo	59	62	62	66	64
28	Altura Poplitea	328	347	361	377	392
44	Longitud pie	203	211	220	229	236
46	Anchura pie	79	81	84	87	89
47	Anchura talón	56	57	59	62	62
		DE	DE	DE	DE	DE
12	Altura rodilla	23	26	25	38	28
45	Altura tobillo	7	7	7	8	8
28	Altura Poplitea	19	22	24	23	24
44	Longitud pie	13	12	13	13	14
46	Anchura pie	6	6	6	6	6
47	Anchura talón	5	6	6	7	7
		P5	P5	P5	P5	P5
12	Altura rodilla	315	331	352	364	379
45	Altura tobillo	47	50	50	53	51
28	Altura Poplitea	297	311	321	339	352
44	Longitud pie	181	191	198	207	213
46	Anchura pie	69	71	74	77	79
47	Anchura talón	48	47	49	50	50
		P50	P50	P50	P50	P50
12	Altura rodilla	354	374	390	411	425
45	Altura tobillo	59	61	61	65	63
28	Altura Poplitea	326	348	361	376	393
44	Longitud pie	201	211	220	228	236
46	Anchura pie	79	81	83	87	90
47	Anchura talón	55	57	60	61	61
		P95	P95	P95	P95	P95
12	Altura rodilla	392	417	434	462	475
45	Altura tobillo	71	73	73	79	77
28	Altura Poplitea	360	383	401	416	432
44	Longitud pie	224	231	241	250	259
46	Anchura pie	89	91	94	97	99
47	Anchura talón	64	67	69	73	74

Fuente: R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. Gonzáles Muñoz, Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, Guadalajara, 2007.

Resumen en niñas

Tabla 3 Resumen de las medidas antropométricas en niñas.

Medidas	Mínimas	Máximas	Diferencia	
Altura rodilla	314	467	153	mm
Altura tobillo	47	77	30	mm
Altura Poplítea	295	431	136	mm
Longitud pie	180	245	65	mm
Anchura pie	67	97	30	mm
Anchura talón	45	72	27	mm

Fuente: Elaboración propia

Resumen niños

Tabla 4 Resumen de las medidas antropométricas en niños.

Medidas	Mínimas	Máximas	Diferencia	
Altura rodilla	315	475	160	mm
Altura tobillo	47	77	30	mm
Altura Poplítea	297	432	135	mm
Longitud pie	181	259	78	mm
Anchura pie	69	99	30	mm
Anchura talón	48	74	26	mm

Fuente: Elaboración propia

- ✓ Los valores de P5, P50 y P95 se refieren a los percentiles al 5%, 50% y 95% que indican el desarrollo del niño en cada año, lo que indica si el niño(a) no ha crecido mucho o de estatura baja (P5%) un niño(a) con desarrollo promedio (P50%) y un niño(a) con sobredesarrollo o que es de estatura alta (P95%).

De las tablas 1 y 2 se pueden definir las medidas de la prótesis y la regulación en el tamaño que deberá seguir conforme crezca el paciente.

Se trabajaran con las medidas mínimas que un paciente (niño o niña) puede tener a los 8 años (P5%), de los datos extraídos se ha encontrado un crecimiento de la altura de la rodilla de 2 cm a 2,5 cm por año como máximo y un mínimo de 1,1 cm por año hasta llegar a las medidas finales de un paciente de 12 años y con sobredesarrollo (P95%).

Para el caso del crecimiento del pie, se trabajaran con plantillas de medidas universales para un fácil proceso de desarrollo del trabajo.

Tallas de zapatos estándares en Perú

Tabla 5 Tallas de zapatos para niños. [63]

Tallas de zapatos en niños				
Medidas (cm)	Perú	México	EEUU	UE
16	24	16	10C	27
16,7	25	16,5	10,5C	27,5
17,3	26	17	11C	28
18	27	18	12C	29,5
18,7	28	18,5	12,5C	30
19,3	29	19,5	13,5C	31,5
20	30	20	1Y	32
20,7	31	20,5	1,5Y	33
21,3	32	21,5	2,5Y	34
22	33	22	3Y	35,5
22,7	34	22,5	3,5Y	36
24	36	24	5,5	38
24,7	37	25	6,5	39
25,3	38	25,5	7,5	40

Fuente: INKA BOARDS PERU, «Inka boards Perú,» [En línea]. Available: <https://inkabords.com/conversor-de-tallas-de-zapatos-peru/>. [Último acceso: 20 10 2019].

4.2. ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA

A) Marcha Humana

La marcha humana es el movimiento repetitivo y secuencial de los miembros inferiores, en el que simultáneamente el cuerpo se traslada hacia una trayectoria deseada manteniendo el equilibrio. Del mismo modo se puede describir como la interacción de fuerzas; los músculos generan el torque necesario para desplazar los miembros inferiores y dicha fuerza es contrarrestada por la que se genera debido a la gravedad e inercia sobre las mismas extremidades. [24]

Debido a que a través del tiempo la marcha es una actividad que la aprendemos en aproximadamente 3 años y conforme vamos creciendo perfeccionamos estos movimientos cíclicos, pues esto se debe a todos los músculos que están involucrados y coordinados que su análisis requeriría de un arduo y complejo procedimiento para llegar a comprender que parte del cuerpo se utiliza en cada parte, es necesario dividir a la marcha en 2 fases claramente diferenciadas (apoyo o soporte y balanceo). El ciclo de marcha apreciada en la imagen 12 empieza en el instante en el que uno de los dos pies realiza el contacto inicial con el suelo y termina cuando el mismo pie hace contacto con el suelo.

Como se explicó en el capítulo 1 y se aprecia en la gráfica 1 las dos fases muy importantes son: la fase de apoyo y la fase de balanceo; que su vez, están divididas en periodos más pequeños. La fase de apoyo representa el momento cuando el peso del cuerpo es soportando por una extremidad siendo el 62 % de ciclo total. Mientras que la fase de balanceo, momento donde la otra extremidad avanza en el aire, ocupa el 38% del ciclo total. También existe un periodo en cual los dos pies realizan simultáneamente el contacto con el suelo; este momento es conocido como la fase de doble apoyo y constituye el 25 % del ciclo de marcha [25].

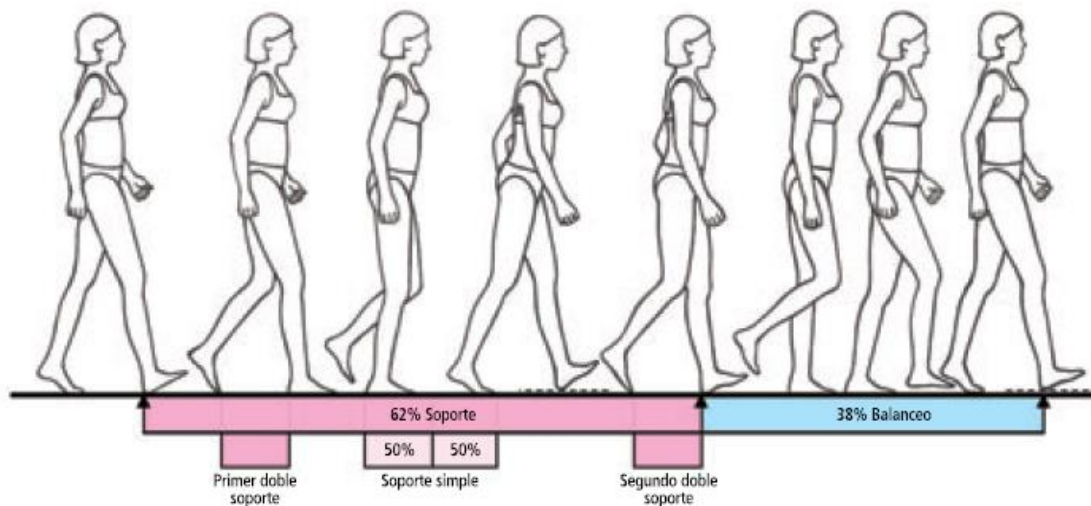


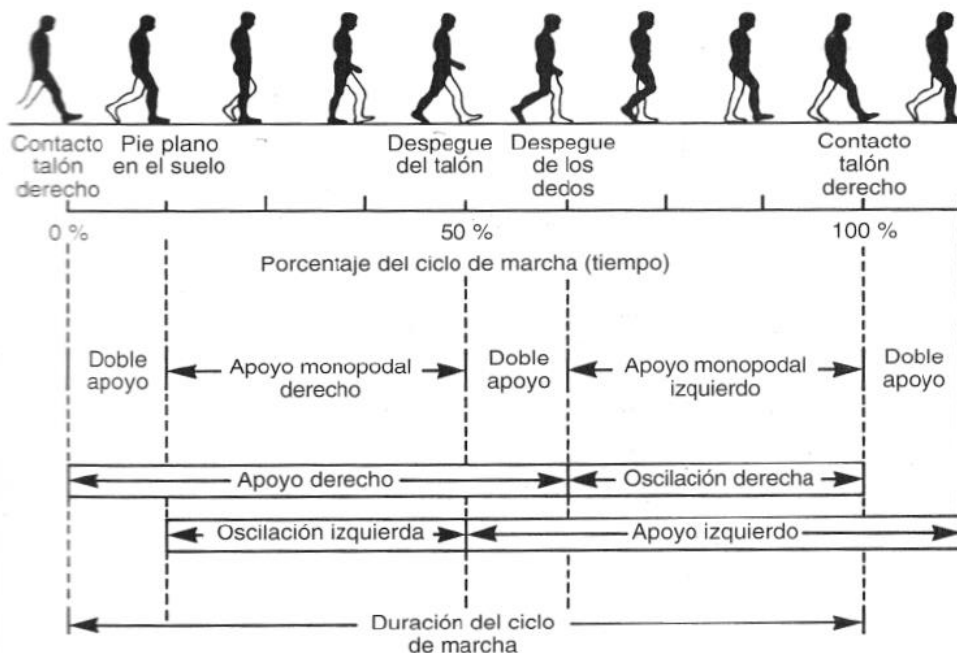
Imagen 11 Fase de soporte y balanceo durante la marcha.

Fuente: J. Daza Lesmes , Evaluación clínico funcional del movimiento humano, Bogotá: Medica Internacional, 2007.

Durante el ciclo de la marcha humana se pueden cuantificar ciertos parámetros temporales y espaciales, los cuales permiten la descripción básica de una marcha. Son estos datos los que permiten encontrar las diferencias entre una marcha patológica y no patológica [25].

◆ Tiempos y periodos en la marcha

Durante la marcha se distinguen 3 fases, apoyo, doble apoyo y balanceo las cuales representan un 60%, 20% y 40% aproximadamente del ciclo de la marcha, es importante tomar en cuenta que estos porcentajes solo son para las rutinas de marcha normal, ya que al aumentar la velocidad ciertas fases tienden a aumentar su porcentaje sobre la marcha y otras a disminuir como en suceder cuando corremos, aumenta la fase de balanceo y disminuye la fase de doble apoyo. Valores de normalidad se llaman a los rangos de valores promedios que obtienen de personas que no tienen ninguna discapacidad [26].

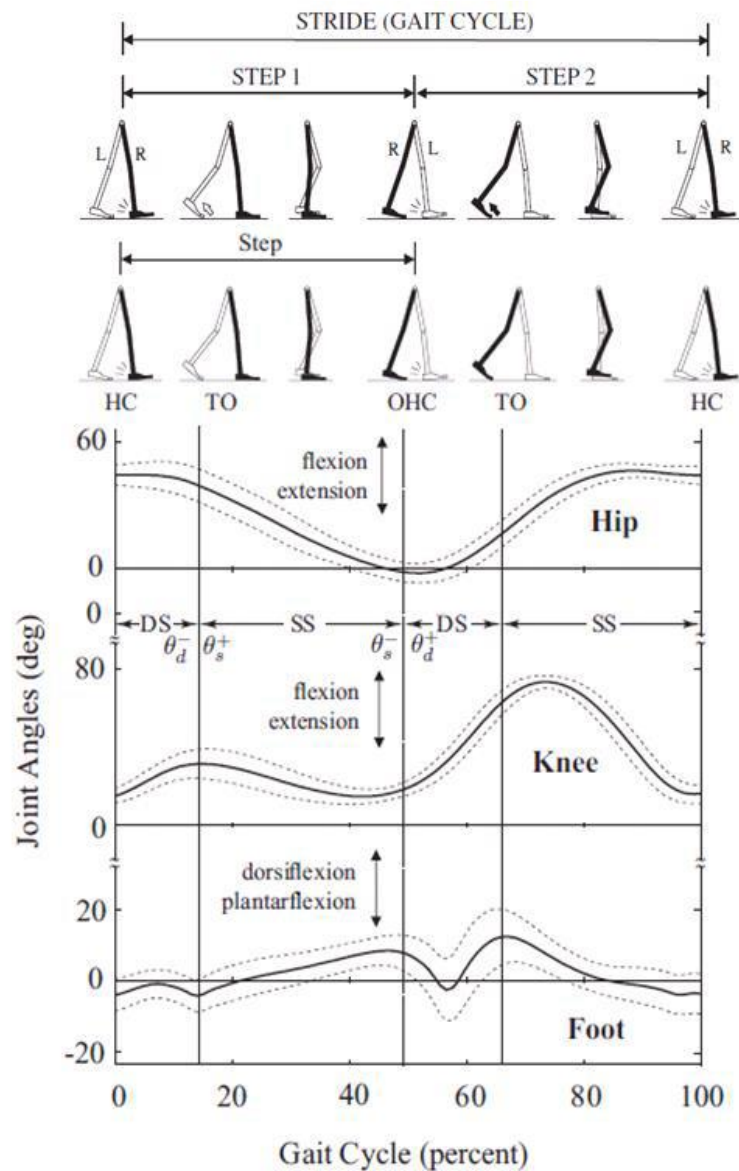


Gráfica 15 Fases y periodos durante la marcha

Fuente: J. Daza Lesmes , Evaluación clínico funcional del movimiento humano, Bogotá: Medica Internacional, 2007.

◆ Ángulos de la marcha

En la gráfica 16 se muestra la variación de los ángulos del tobillo, cadera y rodilla en cada fase de la marcha, y en la tabla 2 se muestran los ángulos máximo de cada articulación en cada fase de la marcha humana.



Gráfica 16 Ángulos que forman la rodilla tobillo y cadera durante la marcha.

Fuente: C. L. Vaughan , B. Davis y J. C. O'Connor, Dynamics of Human Gait, South Africa: Kiboho, 1992.

Higiene postural

La higiene postural repercute de manera muy importante ante la predisposición de sufrir lesiones o alteraciones en el cuerpo humano, la columna vertebral puede quedar seriamente afectado ante las malas posturas que se adoptan.

La adopción de determinadas posturas durante largos periodos de tiempo, por ejemplo: jornadas de estudio o laborales, deben ser sometidas a estudios ergonómicos cuidadosos, para lograr una mejor adaptación del sujeto a sus tareas, previniendo de este modo disfunciones. [27]

Anatómicamente se distinguen 3 posturas:

- Bipedestación
- Sedestación: Anterior, intermedia y posterior
- Decúbito: supino, prono y lateral

B) Bipedestación

La bipedestación se puede entender como toda postura que adquirimos cuando realizamos alguna actividad mientras estamos parados o apoyados sobre los dos pies, la posturas optimas que las personas deberían tomar es adquiriendo una postura erguida (columna vertebral de manera vertical), con la cintura alineada sobre el mismo plano con las extremidades inferiores y con la cabeza como prolongación de la columna. La bipedestación estática es la capacidad del ser humano de permanecer en reposo sobre sus miembros inferiores [28].

Con el cuerpo erguido y el peso distribuido de manera uniforme en los pies, las exigencias para la acción muscular son mínimas, debido a que no hay progresión (avance o caminar), pero es necesario que la línea imaginaria vertical de gravedad pase por delante del eje del tobillo, por delante de la rodilla y por detrás de la articulación de la cadera. Para una distribución equitativa del peso corporal, La reacción normal de la tierra al cuerpo debe situarse en el centro del área de soporte, así cada pie soporta el 50% del peso del cuerpo [29].



Imagen 12 Centro de gravedad del cuerpo humano con el cuerpo erguido, y línea vertical que cruza por el centro de gravedad [28].

Fuente: R. C. Miralles Marrero, Biomecánica clínica del aparato locomotor, Barcelona: Masson, 2000.

C) Bipedestación en Personas Amputadas

En la amputación transtibial, se reduce la masa ósea y muscular afectando la posición de bipedestación, haciendo que el centro de masa y gravedad se desplacen, lo que lleva a la pérdida de equilibrio y estabilidad. Es necesaria la rehabilitación protésica para reducir estos efectos, donde se busca el adecuado comportamiento de los parámetros biomecánicos de distribución de peso en la superficie plantar y la posición de los segmentos óseos [30].

◆ Distribución de Peso Plantar

La distribución del peso indica la confianza y/o las molestias de los pacientes amputados al utilizar una prótesis de miembro inferior, ya que el patrón de carga bajo el pie protésico refleja las características de alineación de los componentes, debido a que interviene en la localización del centro de presión sobre la superficie plantar tanto del pie protésico como del natural, en este último debido a la presencia de un mecanismo de compensación como consecuencia de la adaptación del cuerpo a la prótesis [31].

Con un miembro inferior amputado, se producen cambios físicos en la orientación del cuerpo y los puntos de apoyo se desplazan sobre la zona con más segura o que representa un apoyo, esto implica que los amputados tienden a inclinarse y a apoyarse sobre el lado no amputado. El incremento en la carga vertical en el lado no amputado está relacionado con la diferencia entre el peso de la prótesis, el peso del segmento anatómico y la alineación de la prótesis [32]. Los ajustes de alineación hacen que el centro de presión se desplace y se afecte la distribución de peso [33].

◆ Posición de Segmentos Anatómicos

La postura de las personas amputadas muestra claras diferencias respecto a un no amputado. Desde el plano sagital se observa que la articulación de la cadera presenta la mayor alteración en su posición, debido a que la vertical gravitatoria se desplaza anterior al trocánter mayor. Desde la rodilla, la distancia entre el punto medio de la rótula y la vertical gravitatoria aumenta, pero la línea continúa presentándose anterior a la rótula, igual comportamiento exhibe el tobillo, Imagen 16.

El amputado transtibial usa los segmentos residuales de rodilla y cadera para mantener el equilibrio durante la bipedestación estática mientras que los no amputados utilizando el tobillo. Esto es un mecanismo de compensación que el mismo cuerpo usa para mantener el equilibrio y no perder estabilidad [34]

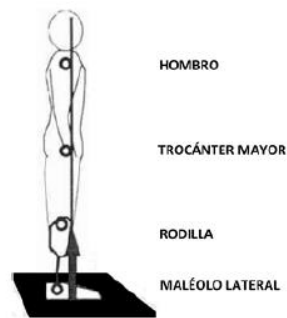


Imagen 13 Durante la marcha transtibial la línea vertical que cruza por el centro de gravedad cambia debido a que esta también se mueve unos centímetros por delante, entonces la posición de la fuerza de reacción del suelo también cambia.

Fuente: S. Blumentritt, «A new biomedical method for determination of static prosthetic alignment,» *Prosthetic Orthosis Int.*, vol. 21, nº 2, pp. 107-113, 1997.

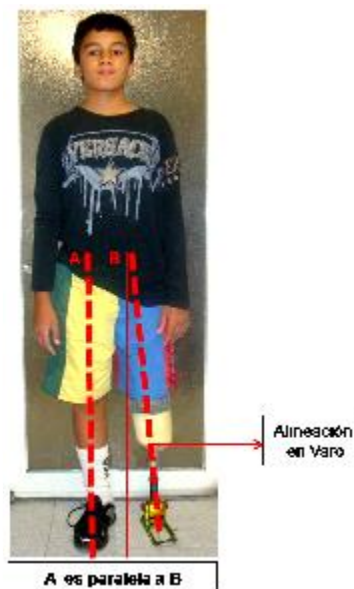


Imagen 14 Cambio en la orientación del cuerpo al usar una prótesis.

Fuente: M. F. BERBESI ESPINOSA y M. F. SUESCUM QUEZADA, *Diseño de prótesis transtibial infantil y validación a través de pruebas de usuario*, Medellín, 2009.

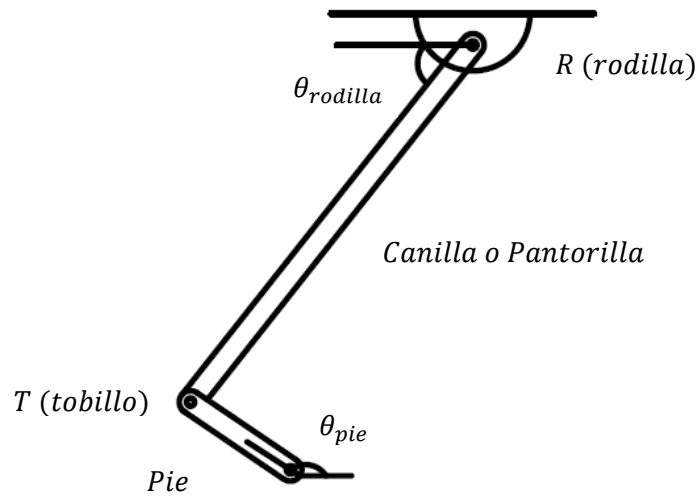
Los factores incidentes en la posición de los segmentos óseos y los ángulos descritos por éstos que afectan directamente a la distribución de fuerzas, la distribución de presión plantar y la posición de la línea de carga son:

- La retracción del musculo del muñón
- La disimetría de las extremidades inferiores
- La pérdida de la funcionalidad de los segmentos corporales
- La pérdida de la funcionalidad de la extremidad

4.3. ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LA MARCHA HUMANA

4.3.1. Análisis cinético de la marcha

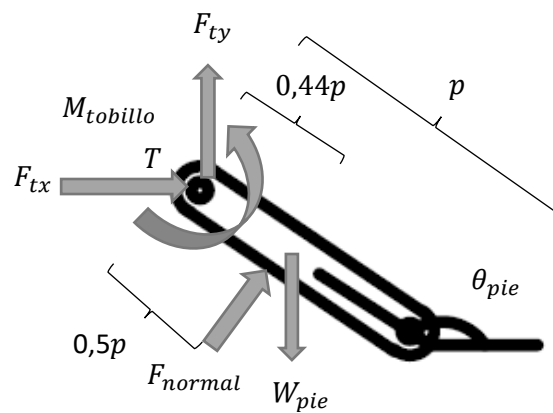
◆ Modelamiento del miembro inferior



(Fuente: elaboración propia)

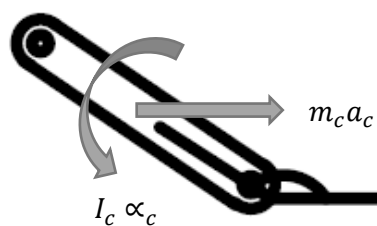
◆ Análisis Cinético del Pie

Diagrama de Cuerpo Libre (DCL) del Pie



(Fuente: elaboración propia)

Diagrama Cinético (DC) del Pie



(Fuente: elaboración propia)

Sumatoria de fuerzas

$$\sum F_x = ma_x$$

$$F_{tx} + F_{Nx} = ma_x$$

$$\sum F_y = ma_y$$

$$F_{ty} + F_{Ny} - W_{pie} = ma_y$$

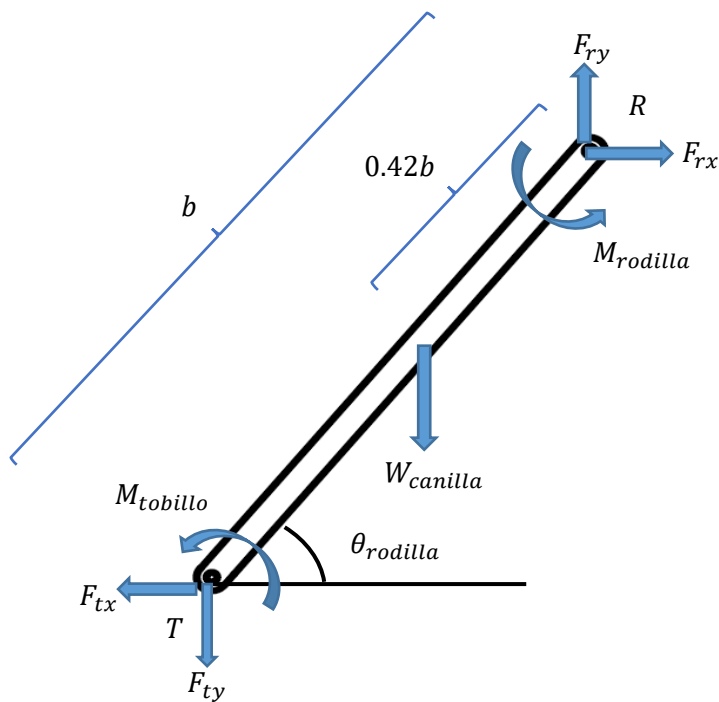
Sumatoria de Momentos

$$\sum M_T = I_p \alpha$$

$$M_{tobillo} - W_{pie} \sin(\theta_{pie} - 90) \cdot 0.44p + F_{Normal} \cdot 0.5c = I_p \alpha$$

◆ Análisis cinético de la Canilla

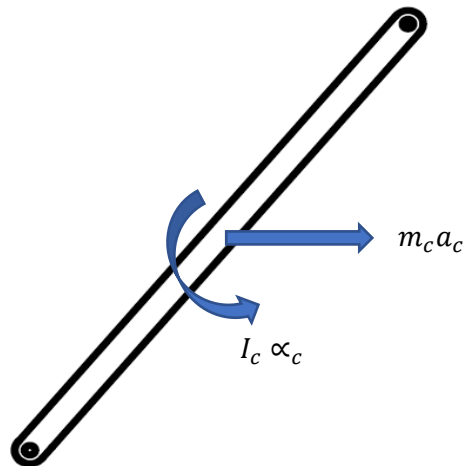
Diagrama de Cuerpo Libre (DCL) de la Canilla



(Fuente: Elaboración propia)

Las longitudes del centro de masa y fuerzas de reacción fueron tomadas de [35].

Diagrama Cinético (DC) de la Canilla



(Fuente: Elaboración propia)

Sumatoria de fuerzas

$$\sum F_x = m a_x$$

$$F_{rx} + F_{tx} = m_{canilla} a_x$$

$$\sum F_y = m a_y$$

$$F_{ry} - F_{ty} - W_{canilla} = m_{canilla} a_y$$

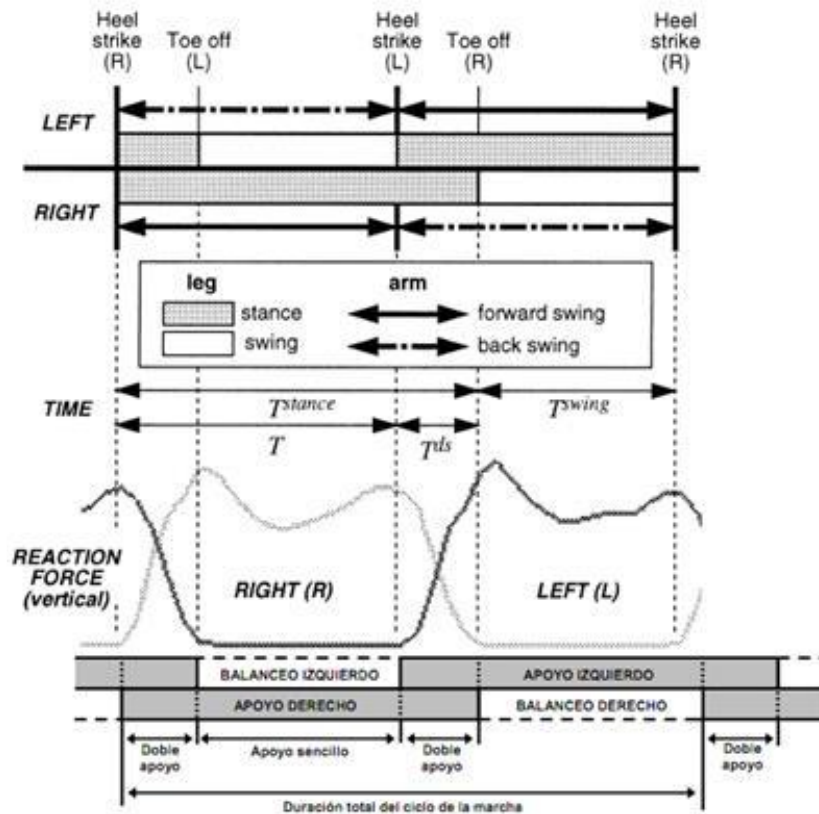
Sumatoria de Momentos

$$\sum M_R = I_p \alpha$$

$$M_{tobillo} - M_{rodilla} + W_{canilla} \sin(90 + \theta_{rodilla}) \cdot 0.42b + F_{tx} \cdot \sin(\theta_{rodilla}) \cdot b + F_{ty} \cdot \sin(90 - \theta_{rodilla}) \cdot b = I_p \alpha$$

4.4. FUERZAS DE REACCIÓN

Para el desarrollo del diseño de la prótesis es necesario conocer las fuerzas de reacción y torques que se generan durante la marcha para realizar un correcto dimensionamiento de la prótesis conociendo las cargas que serán aplicadas a esta y escoger el material adecuado, en la siguiente imagen se muestra una gráfica de las reacciones verticales del piso contra el pie durante la marcha.



Gráfica 17 Fuerzas de reacción generada durante la marcha

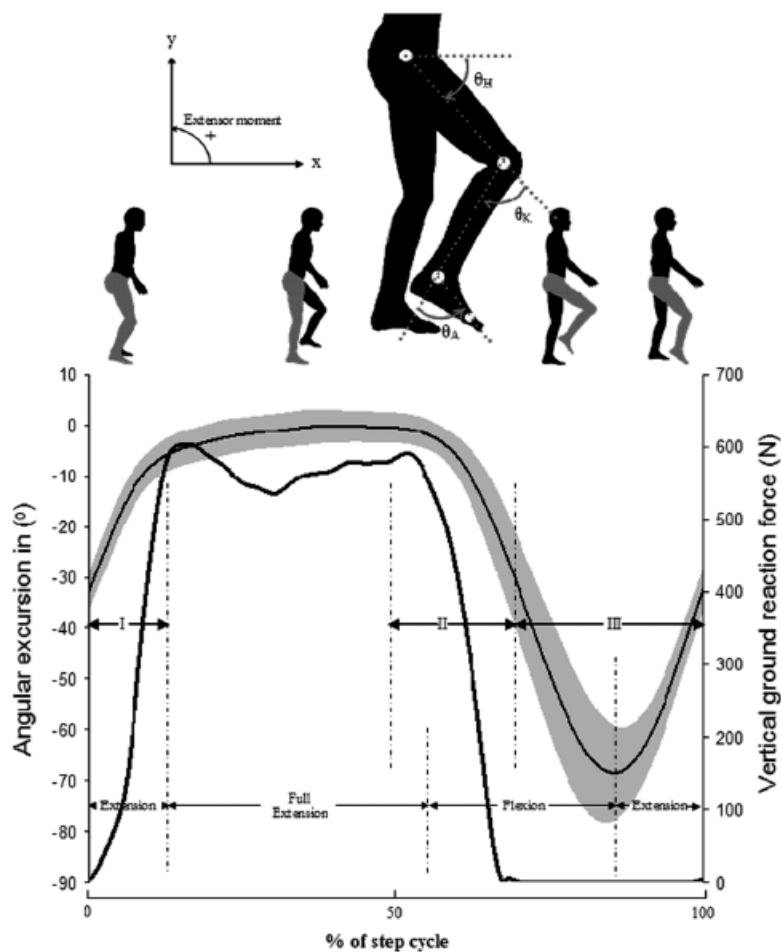
Fuente: J. Perry, Gait Analysis: Normal and pathological Function, California: SLACK, 1992.

4.4.1. Cinemática y Cinética en Amputados Transtibiales Pediátricos

La cinemática en el plano sagital en 6 amputados transtibiales pediátricos muestra un incremento del movimiento del tobillo en el miembro no afectado del mismo modo un pico en la flexión de la cadera durante el reposo en el miembro afectado. Los niños con amputaciones por debajo de la rodilla tienen un alto nivel de funcionalidad con unas sutiles diferencias en la energía de expansión, cinemática y las fuerzas de reacción del suelo en comparación con controles hechos a pacientes sanos.

La eficiencia de la energía que es utilizada durante la marcha en amputados pediátricos, muestra que no hay mucha diferencia entre amputados transtibiales, Syme (al nivel del tobillo) y el hecho que la velocidad de marcha y la cantidad de oxígeno utilizado son los mismos comparados con controles normales realizados a pacientes sanos de la misma edad. [36]

En las siguientes gráficas y tablas se muestra la cinética de la marcha en niños con amputaciones transtibiales y niños no amputados. [37]



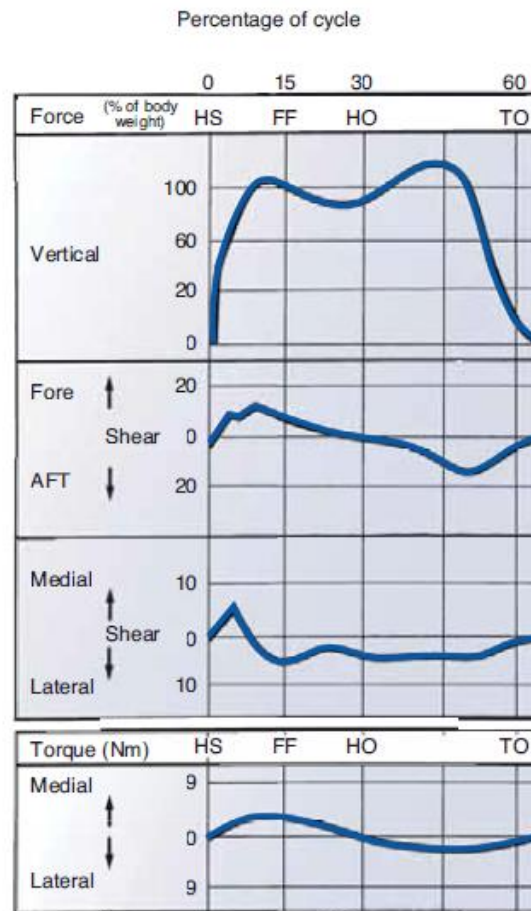
Gráfica 18 Análisis del ciclo de marcha en el plano sagital, en el eje izquierdo se muestran los ángulos de la rodilla y en el eje derecho se muestran la fuerza de reacción del suelo, el área gris representa a los valores promedio de una marcha sana. [37]

Fuente: H. Centono, D. Amarantini, L. Martin y F. Prince, «Kinematic and Kinetic Analysis of a stepping-in-Place task in below knee amputee children compared to able bodied children,» *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 15, nº 2, p. 8, 2007.

- Fase I: “Apoyo” periodo en el cual la rodilla está en extensión.
- Fase II: Fin de la “fase de propulsión” e inicio del balanceo.
- Fase III: Fase de balanceo

Al caminar y correr, diversas fuerzas actúan entre el pie y el suelo como: fuerza vertical, anterior y posterior, medial y lateral (fuerzas cortantes) y torque rotacional. La fuerza de reacción vertical muestra un doble pico luego del contacto del talón, el primer pico ocurre durante el apoyo en el contacto con el talón, y el segundo pico ocurre en la fase final del apoyo cuando las puntas de los pies hacen contacto con el suelo. [38]

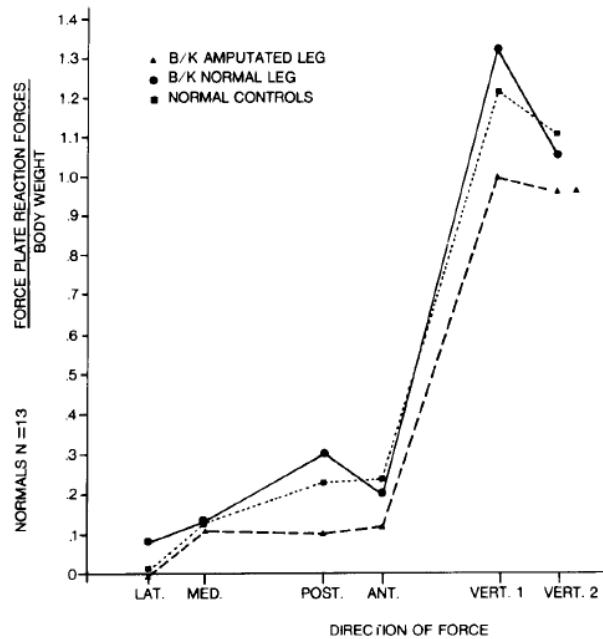
Gráfica 19 Fuerzas de reacción del suelo durante la marcha.



Fuente: M. Nordin y V. H. Frankel, Basic biomechanics of the musculoskeletal system, Baltimore: Wolters Kluwer, 2012.

En los siguientes gráficos del mismo modo se muestran datos de la cinética de la marcha en amputados transtibiales pediátricos. [39]

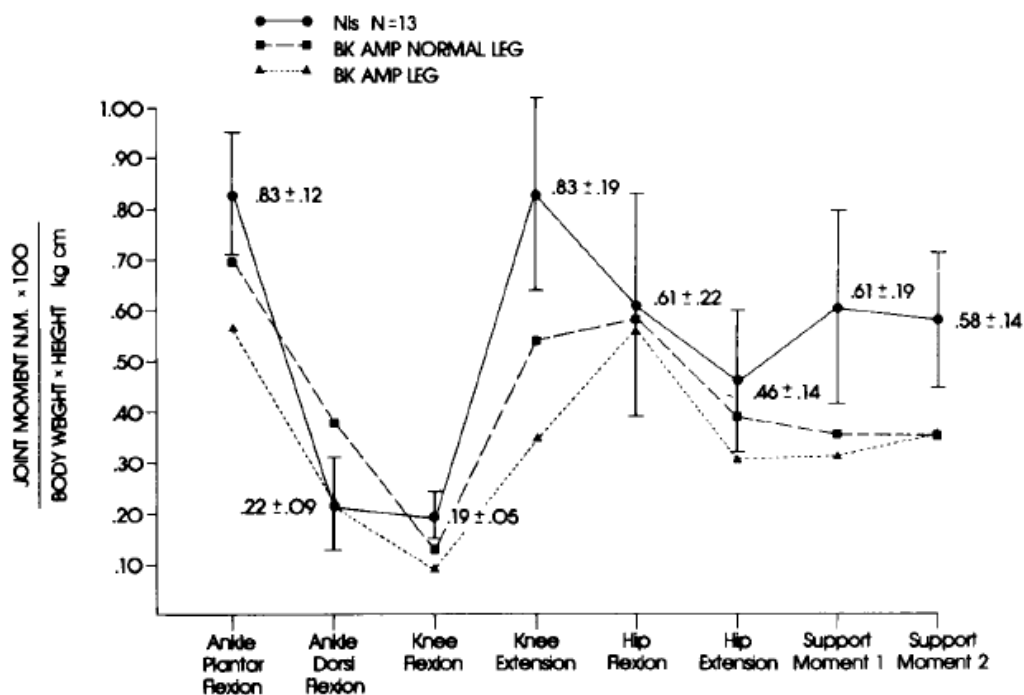
Las medidas de las fuerzas de reacción del suelo en la población con amputaciones por debajo de la rodilla rebela que la pierna intacta recibe cargas que van un poco por encima de lo normal con excepción de la fuerza anterior y la fuerza vertical, las cuales van por debajo de los normal. La pierna amputada tiene el comportamiento de una extremidad pasiva y recibe cargas que van por poco por debajo de lo normal. [39]



Gráfica 20 Fuerzas de reacción del suelo respecto del pie durante la marcha en pacientes con amputaciones por debajo de la rodilla, para el pie no amputado y el pie protésico.

Fuente: R. Lewallen, G. Dyek, A. Quanbury, K. Ross y M. Letts, «Gait kinematics in below knee child amputees: A force plate analysis,» *Journal of pediatric ortopedics*, vol. 6, nº 3, pp. 291-298, 1986.

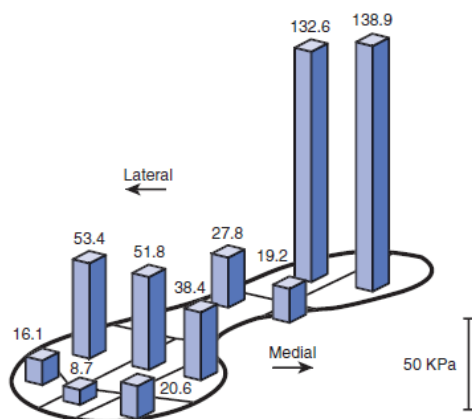
Los momentos generados en los tendones y músculos durante la marcha protésica en comparación con la marcha normal son parecido o van por debajo del rango, lo curioso aquí es que tanto los momentos que desarrolla la pierna amputada como la no amputada son paralelas entre sí. [39]



Gráfica 21 Momentos en la pierna amputada y no amputada en pacientes BKA.

Fuente: R. Lewallen, G. Dyek, A. Quanbury, K. Ross y M. Letts, «Gait kinematics in below knee child amputees: A force plate analysis,» *Journal of pediatric orthopedics*, vol. 6, n° 3, pp. 291-298, 1986.

Las fuerzas verticales alcanzan un 12% del peso corporal durante la marcha y pueden llegar al 275% mientras corren. En un estudio de la presión plantar se determinó lo siguiente: 60% al talón, 8% a la mitad del pie, 28% al antepié y el 4% a las puntas de los pies. [38]



Gráfica 22 Distribución de la presión en la planta del pie durante la marcha.

Fuente: M. Nordin y V. H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, Baltimore: Wolters Kluwer, 2012.

4.5. DISEÑO DE LA PRÓTESIS REGULABLE

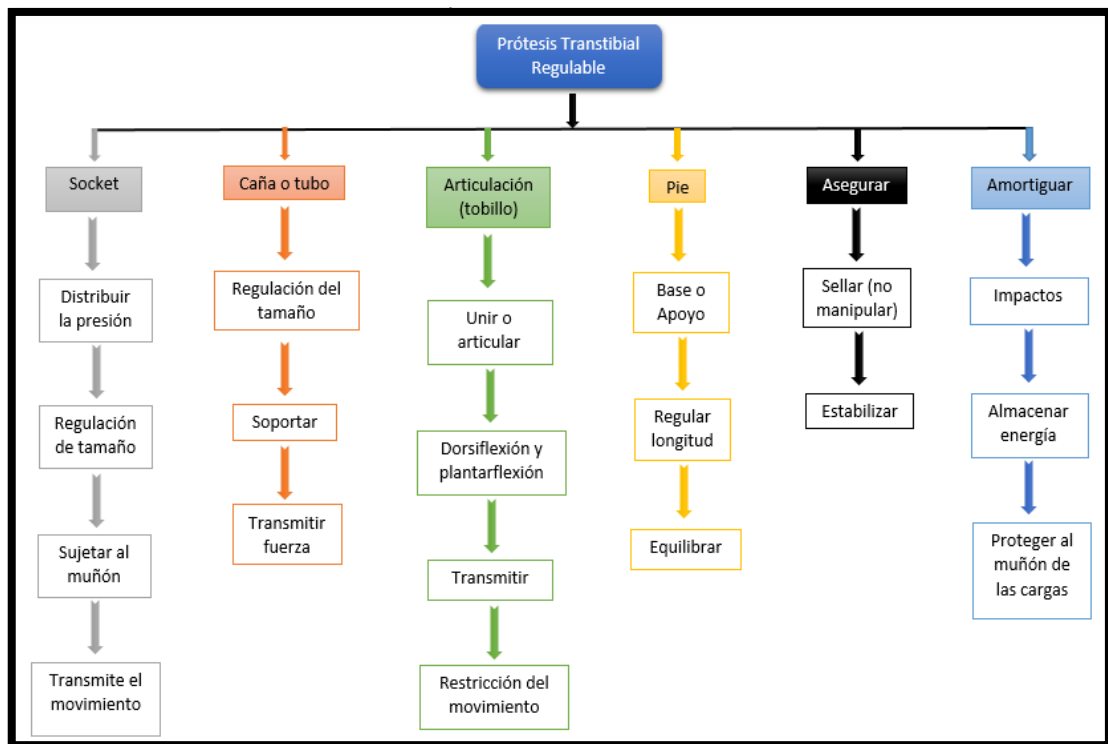
En el presente capítulo se realizara el diseño de la prótesis regulable utilizando el modelo de French para el proceso de diseño, primero se especificaran los requerimientos del mecanismo a diseñar, posteriormente se definirán las variables tanto dependientes como independientes y finalmente los criterios de evaluación para cada solución, debido a que en esta tesis se diseñará un mecanismo de regulación del tamaño, y no hay prótesis parecidas con la cual hacer una comparación económica, se procede a utilizar el método de filtro y evaluación para seleccionar la mejor solución. [40]



Gráfica 23 Modelo de French

Fuente: Elaboración propia

Se realizara un árbol de funciones para esquematisar los detalles y las partes que deberá tener la prótesis



Gráfica 24 Árbol de Funciones de la prótesis transtibial regulable.

Fuente: Elaboración propia

4.5.1. Variables: Están definidas en base a criterio propio

Tabla 6 Variables dependientes e independientes.

Variables	
Antropometría del paciente (medidas)	Independiente
Peso	Independiente
Diseño	Independiente
Cinética de la marcha	Dependiente
Regulación del tamaño	Dependiente

Fuente: Elaboración propia

4.5.2. Deseos y exigencias: Se plantean los deseos y exigencias de la prótesis en función a los ítems seleccionados.

Tabla 7 Lista de deseos y exigencias que se requiere para el desarrollo de la prótesis.

DESEOS Y EXIGENCIAS		
Costos	Se buscará beneficiar a niños con escasos recursos económicos, por lo que realizará el proceso buscando abaratar los costos lo máximo posible sin perjudicar la seguridad del diseño.	Exigencia
Mantenimiento	El mantenimiento debe ser fácil de realizar por el usuario o los parientes sin dificultad alguna.	Exigencia
Regulabilidad del tamaño	Debe contar con un mecanismo de regulación sencilla que me permita adaptar la prótesis al crecimiento del paciente sin dificultad alguna y buscando elementos que sean fáciles de manufacturar o encontrar.	Exigencia
Bajo número de piezas	Se buscará la simplicidad del diseño por lo que el bajo número de piezas es esencial e influye en el costo total de la prótesis.	Deseo
Fácilmente regulable	El mecanismo de regulación debe ser fácil de manejar por el médico a cargo sin necesidad de una persona externa.	Exigencia
Estética	Se tratará de realizar un diseño novedoso y llamativo.	Deseo
Exactitud en la regulación	El crecimiento no es el mismo en cada niño, y varía dependiendo de la edad por lo que la regulación del tamaño debe ser exacta.	Exigencia
Simplicidad del diseño	Está relacionado con el bajo número de piezas y el costo del diseño.	Deseo
Ergonomía	La prótesis debe ayudar al paciente a caminar sin necesidad de estar realizando algún esfuerzo o movimiento extra que tenga repercusiones a futuro en la movilidad del paciente.	Deseo
Resistente y ligero	La prótesis debe resistir las cargas aplicadas durante el periodo especificado sin fallar, y el material utilizado debe ser ligero para que el paciente no presente inconvenientes al utilizarlo.	Exigencia

Fuente: Elaboración propia

4.5.3. Criterios de selección

En base a los deseos y exigencias se realizan los criterios de selección de la mejor solución luego de realizarse la matriz morfológica, puntos muy importantes es el costo del diseño, por lo que se buscara realizar un diseño sencillo y con materiales que sean fáciles de encontrar, geometrías simples de manufacturar, en el aspecto ergonómico la amortiguación de los impactos durante la marcha y sobretodo en la exactitud de la regulación ya que cada persona o niño crece a ritmo distinto y la prótesis debe adecuarse a esto.

Tabla 8 Criterios de selección para escoger la mejor solución en la matriz morfológica

Criterios de selección	
Materiales	Liviano, resistente y duradero
Amortiguación	Debe incluirse un elemento que soporte los impactos
Articulación	La prótesis debe poder imitar los movimientos del tobillo durante la marcha
Fácil regulación	El mecanismo que permite a la prótesis regular el tamaño debe ser de fácil manejo por el especialista
Facilidad de montaje	La prótesis debe ser fácil de acoplar al muñón y las piezas no deben ser difíciles de encajar entre ellas para armar la prótesis
Facilidad de manufactura	No debe contener un diseño muy complejo que dificulte la manufactura de cada elemento y por lo tanto aumente el costo
Exactitud en la regulación del tamaño	Es necesario que la prótesis pueda regularse con exactitud al tamaño de cada paciente, y que la persona encargada no tenga que realizar grandes esfuerzos para realizarlo
Simplicidad del producto	Se requiere que la prótesis tenga la mínima cantidad de elementos posibles, que sean fáciles de manufacturar o encontrar y por ende que el costo de producirlo sea barato

Fuente: Elaboración propia

En el aspecto económico debe enfocarse en realizar un diseño simple, con piezas sencillas de manufacturar y que cumpla las funciones requeridas, sin descuidar la seguridad que la prótesis debe brindar.

4.5.4. MATRIZ MORFOLÓGICA

Tabla 9 Matriz Morfológica

Función	Matriz morfológica				
	Soluciones				
	1	2	3	4	5
Muñón	MUÑÓN 				
Encaje o socket (Sujetar y graduar)	PLACAS A PRESIÓN 	CORREA 	MECANISMO GRADUABLE 	SOCKET CON CORTE Y CORREA 	
Caña o tubo (Regulación de longitud)	TORNILLO SIN FÍN 	MUELLES REGULABLES 	PISTON DE GAS 	DIENTES 	PLACA CON AGUJEROS
Rotación en articulación (tobillo)	DIADA 	RESORTE 	RÓTULA 	2 DISCOS CONCENTRICOS 	
Pie	PIE INTERCAMBIABLE 	EXPANDIBLE LONGITUDINALMENTE 	PIE ÚNICO SIN GRADUABILIDAD 	PIE GRADUABLE 	
Asegurar (sellar)	PERNOS 	CORREAS 	ABRAZADERAS 	CUÑAS 	
Amortiguar	PISTON DE GAS 	MUELLES REGULABLES 	RESORTES 	SUPERFICIE ELÁSTICA 	SIN AMORTIGUACIÓN
Transmitir fuerza	PISTON DE GAS 	MUELLES REGULABLES 	RESORTES 	BARRAS 	
Uniones (sujetar)	UNIÓN SUPERIOR 	UNIÓN INFERIOR 	UNIÓN SUPERIOR 		

Fuente: Elaboración propia

4.5.5. SOLUCIONES

Tabla 10 Soluciones de la matriz morfológica

Soluciones	
1	—————
2	—————
3	—————
4	—————
5	—————

Fuente: Elaboración propia

Solución 1: Muñón – Placas – Tornillo sinfín – Rotula – Pie intercambiable – Abrazaderas – Superficie elástica – Barras – Uniones.

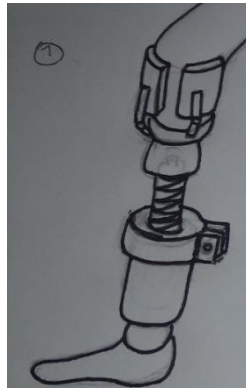


Imagen 15 Solución 1

Fuente: Elaboración propia

Solución 2: Muñón – Socket con corte y correa – Pistón de Gas – Discos concéntricos – Pie Regulable – Pistón de Gas – Pistón de Gas – Uniones.

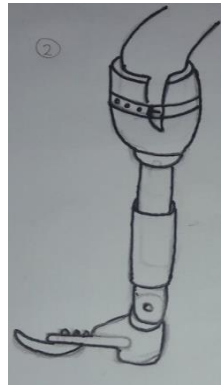


Imagen 16 Solución 2

Fuente: Elaboración propia

Solución 3: Muñón – Mecanismo graduable – Muelles Regulables – Discos Concéntricos – Pie único no graduable – Muelles Graduables – Muelles Graduables – Uniones.

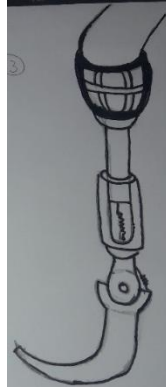


Imagen 17 Solución 3

Fuente: Elaboración propia

Solución 4: Muñón – Socket con corte y correa – Caña con dientes – Rotula – Pie graduable – Abrazaderas – Resortes – Resortes – Uniones.

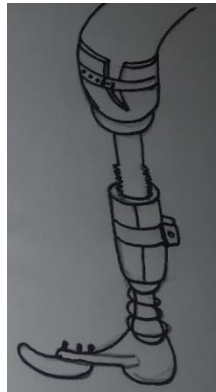


Imagen 18 Solución 4

Fuente: Elaboración propia

Solución 5: Muñón – Mecanismo Graduable – Tornillo Sinfín – Resorte – Pie Intercambiable – Abrazaderas – Resortes – Resortes – Uniones.



Imagen 19 Solución 5

Fuente: Elaboración propia

4.5.6. METODOLOGÍA PARA SELECCIONAR LA POSIBLE SOLUCIÓN

Se utilizara el método de filtro y evaluación para seleccionar la mejor solución, esta es utilizada debido a que el elemento diseñado es un producto nuevo, que no se puede comparar en el mercado con algún otro producto “similar” porque no hay, así que no se puede realizar una evaluación técnica económica. Lo beneficioso de este método es que me permite mejorar o fusionar soluciones en el caso lo crea conveniente [41].

Tabla 11 Metodología de Filtro y Evaluación para seleccionar la mejor solución.

Criterios de selección	Soluciones				
	1	2	3	4 (referencia)	5
Amortiguación	-	+	+	0	+
Articulación	0	0	0	0	-
Fácil regulación	+	-	+	0	+
Facilidad de montaje	0	-	-	0	-
Facilidad de manufactura	+	-	-	0	+
Exactitud en la regulación del tamaño	+	+	+	0	+
Simplicidad del producto (muy importante)	+	-	-	0	0
suma +	4	2	3	0	5
suma 0	2	1	1	7	1
suma -	1	4	3	0	2
Evaluación neta	3	-2	0	0	3
¿Continuar?	COMBINAR	NO	NO	REVISAR	COMBINAR

Fuente: Elaboración propia

Para este método se tomó como referencia la solución 4 y en base a esta se compararon las demás, el “0” significa que en el ítem específico la otra solución es igual en ese aspecto, el signo “+” significa que la solución es mejor en ese ítem, y el signo “-” significa que la solución es peor que la de referencia en ese ítem [41].

Luego de evaluar las soluciones se procedió a mejorar la solución en la que para el diseño final se tomaron partes de las soluciones 1, 4 y 5 y se mejoró el tobillo y el pie protésico para que en este se incluyera la amortiguación de los impactos.

4.5.7. DISEÑO FINAL

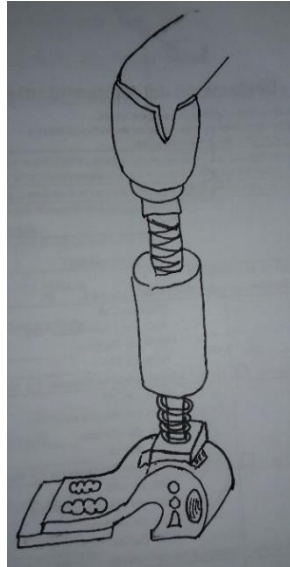


Imagen 20 Diseño Final

Fuente: Elaboración propia

Luego de haber seleccionado el diseño sobre el cual se va a trabajar limitan las medidas que son dadas por el paciente para hallar la longitud de la caña graduable y en base a esto hallar la regulación total de la caña.

4.5.8. MEDIDAS DE LA PRÓTESIS

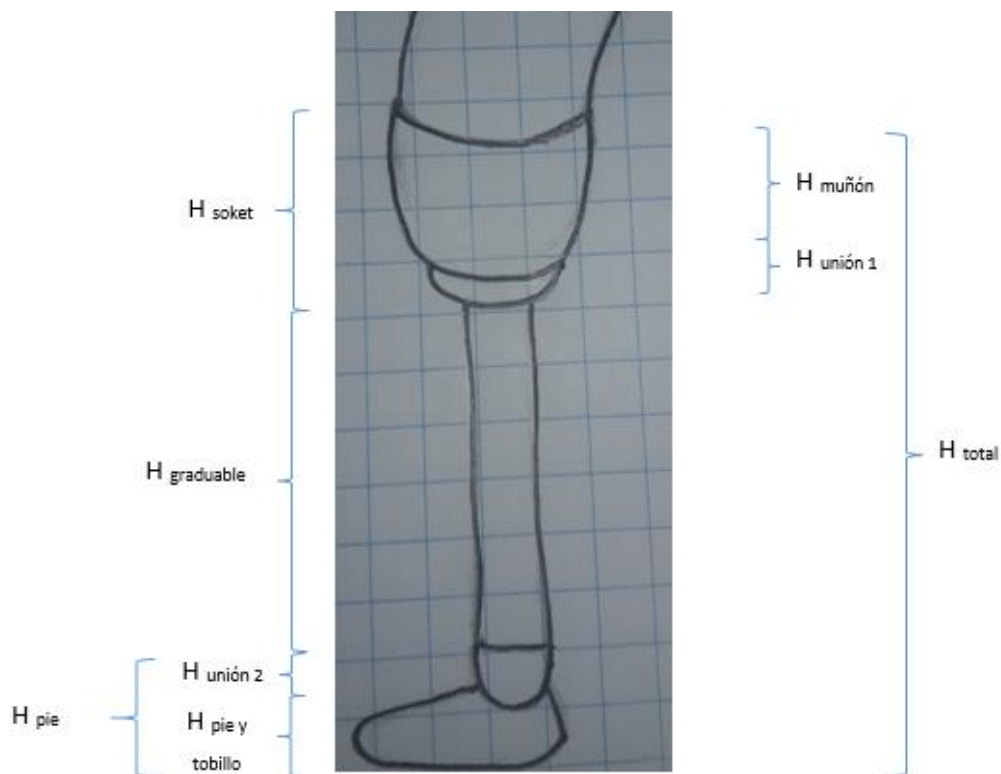


Imagen 21 Delimitando las medidas en base a la antropomorfología del paciente.

Fuente: Elaboración propia

Tabla 12 Longitudes iniciales de la prótesis.

Longitudes (H) de la prótesis (iniciales)		
soket	10	cm
muñón	6	cm
unión 1	4	cm
graduable	15	cm
pie	10	cm
unión 2	4	cm
pie y tobillo	6	cm
Total (desde la rodilla)	35	cm

Fuente: Elaboración propia

4.6. CÁLCULOS JUSTIFICATIVOS

1) Hallar las cargas aplicadas durante el tiempo de uso de la prótesis.

Para hallar las cargas aplicadas primero debemos hallar el peso del paciente entre las edades de 8 a 12 años ya sea en cualquier percentil en el que se encuentre, sin embargo para el diseño se tomarán los casos más desfavorables (las cargas más elevadas).

Para hallar el peso del paciente se tiene que multiplicar el índice de masa muscular (IDM) * la talla en la edad respectiva del paciente y dividirla entre 100, el resultado se muestra en las siguientes tablas.

Luego de hallar el peso se procede a hallar la carga que soporta el pie protésico durante la marcha haciendo uso de un factor de corrección hallado en capítulos anteriores, el cual es 1.3.

Tabla 13 Tallas estandarizadas de personas entre 8 a 12 años en cm.

Talla según edad							
Edad	Clasificación						
	Delgadez	Normal				Obesidad	Normal*
	<P5	≥P5	≥P10	≤P90	≤P95	>P95	P50
8 años		118,8	120,8	135,6	137,8		128,2
8años 3 m		120,1	122,1	137,2	139,4		129,65
8a 6m		121,3	123,4	138,7	141		131,05
8a 9m		122,6	124,7	140,3	142,6		132,5
9a		123,7	125,9	141,7	144,1		133,8
9a 3 m		124,9	127,1	143,2	145,6		135,15
9a 6m		126	128,2	144,6	147		136,4
9a 9m		127,1	129,3	146	148,4		137,65
10a		128,1	130,4	147,4	149,9		138,9
10a 3m		129,2	131,5	148,7	151,3		140,1
10a 6m		130,2	132,6	150,1	152,6		141,35
10a 9m		131,3	133,7	151,4	154,1		142,55
11a		132,3	134,8	152,8	155,5		143,8
11a 3m		133,5	136	154,3	157		145,15
11a 6m		134,7	137,2	155,8	158,5		146,5
11a 9m		135,9	138,5	157,3	160,1		147,9
12a		137,3	139,9	159	161,8		149,45

Fuente: Ministerio de Salud, «Tabla de valoración nutricional antropométrica de 5 a 19 años,» Lima, 2007.

Tabla 11 Índice de masa corporal según edad (medidas en cm) [54].

Edad	Índice de masa corporal							Peso (kg)					
	Clasificación							Baja	Normal				Alta
	Baja	Normal				Alta	Normal*		Baja	Normal			
<P5	≥P5	≥P10	≤P80	≤P85	>P95	P50	<P5	≥P5	≥P10	≤P50	≤P85	>P95	
8 años		13,7	14,1	17,8	17,9	20	16,2142857		16,2756	17,0328	20,7867143		27,56
8años 3 m		13,8	14,1	18	18,1	20,3	16,3285714		16,5738	17,2161	21,1699929		28,2982
8a 6m		13,8	14,2	18,1	18,2	20,5	16,4285714		16,7394	17,5228	21,5296429		28,905
8a 9m		13,9	14,2	18,3	18	20,8	16,5428571		17,0414	17,7074	21,9192857		29,6608
9a		13,9	14,3	18,5	18,6	21	16,7		17,1943	18,0037	22,3446		30,261
9a 3 m		14	14,4	18,7	18,8	21,3	16,8571429		17,486	18,3024	22,7824286		31,0128
9a 6m		14	14,4	18,9	19	21,6	16,9714286		17,64	18,4608	23,1490286		31,752
9a 9m		14,1	14,5	19	19,1	21,8	17,0714286		17,9211	18,7485	23,4988214		32,3512
10a		14,2	14,6	19,2	19,3	22,1	17,2285714		18,1902	19,0384	23,9304857		33,1279
10a 3m		14,2	14,7	19,4	19,5	22,4	17,3857143		18,3464	19,3305	24,3573857		33,8912
10a 6m		14,3	14,8	19,6	19,7	22,6	17,5428571		18,6186	19,6248	24,7968286		34,4876
10a 9m		14,4	14,9	19,8	19,9	22,9	17,7		18,9072	19,9213	25,23135		35,2889
11a		14,5	15	20	20,1	23,2	17,8571429		19,1835	20,22	25,6785714		36,076
11a 3m		14,6	15,1	20,3	20,4	23,4	18,0714286		19,491	20,536	26,2306786		36,738
11a 6m		14,7	15,2	20,5	20,6	23,7	18,2285714		19,8009	20,8544	26,7048571		37,5645
11a 9m		14,8	15,3	20,7	20,8	23,9	18,3857143		20,1132	21,1905	27,1924714		38,2639
12a		14,9	15,4	20,9	21	24,2	18,5428571		20,4577	21,5446	27,7123		39,1556

Fuente: Ministerio de Salud, «Tabla de valoración nutricional antropométrica de 5 a 19 años,» Lima, 2007.

Tabla 12 Cargas al caminar según edad.

Cargas al caminar (N)			
EDAD	Cargas mínimas	Cargas Promedio	Cargas máximas
8 años	159,663636	203,9176671	270,3636
8años 3 m	162,588978	207,6776299	277,605342
8a 6m	164,213514	211,2057964	283,55805
8a 9m	167,176134	215,0281929	290,972448
9a	168,676083	219,200526	296,86041
9a 3 m	171,53766	223,4956243	304,235568
9a 6m	173,0484	227,0919703	311,48712
9a 9m	175,805991	230,5234382	317,365272
10a	178,445862	234,7580649	324,984699
10a 3m	179,978184	238,9459539	332,472672
10a 6m	182,648466	243,2568883	338,323356
10a 9m	185,479632	247,5195435	346,184109
11a	188,190135	251,9067857	353,90556
11a 3m	191,20671	257,3229568	360,39978
11a 6m	194,246829	261,9746486	368,507745
11a 9m	197,310492	266,7581447	375,368859
12a	200,690037	271,857663	384,116436

Fuente: Elaboración propia

- 2) **Determinar el comportamiento del elemento regulador, caña fija y móvil, ya sea como viga o columna, en el caso de ser columna especificar si se comporta como columna corta o larga.**

Para el diámetro del elemento regulador se utilizaran datos reales, el diámetro de cañas en prótesis transtibiales es 2 cm, en este caso como se tomaran 2 cañas (fija y regulable) la caña fija se tomara como un tubo circular con un espesor de 1cm.

Imagen 22 Diámetros utilizados para el diseño.

Diámetros Utilizados	Caña fija	Caña móvil	
Diámetro interno	0,03	0,02	m
Diámetro externo	0,05	0,03	m

Fuente: Elaboración propia

Para hallar el radio de giro (r):

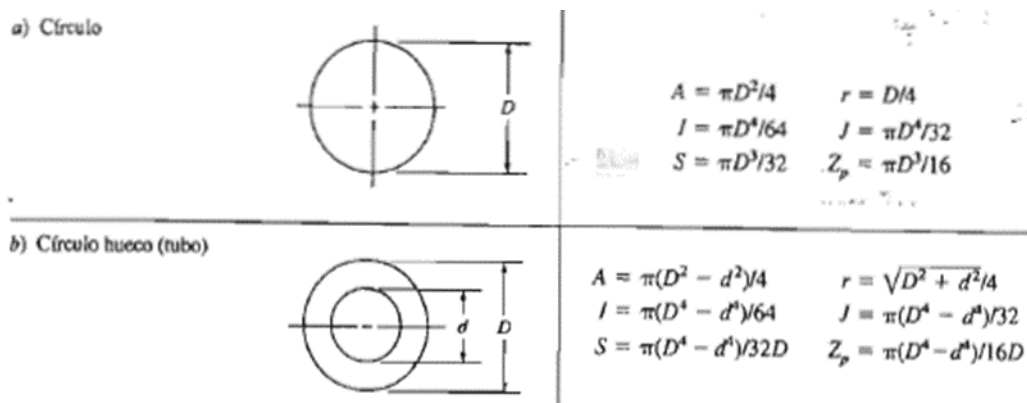
$$r = \sqrt{\frac{I}{A}}$$

r = radio de giro

A = Área de sección transversal

El momento de inercia y áreas se calcula de la siguiente manera [42].

Imagen 23 Fórmulas para hallar áreas e inercias de figuras geométricas.



Fuente: R. L. Mott, «Diseño de elementos de máquinas,» Pearson, Mexico D.F., 2006.

Tabla 16 Radio de giro de la caña fija y móvil

	Caña Fija	Caña Móvil	
Área Transversal (A)	0,001256637	0,000392699	m ²
Momento de Inercia (I)	2,67035E-07	3,19068E-08	m ⁴
Radio de giro (r)	0,01457738	0,00901388	m

Fuente: Elaboración propia

◆ **Tipo de Fijación: Articulado y empotrado**

Constante (K) la hallamos según:

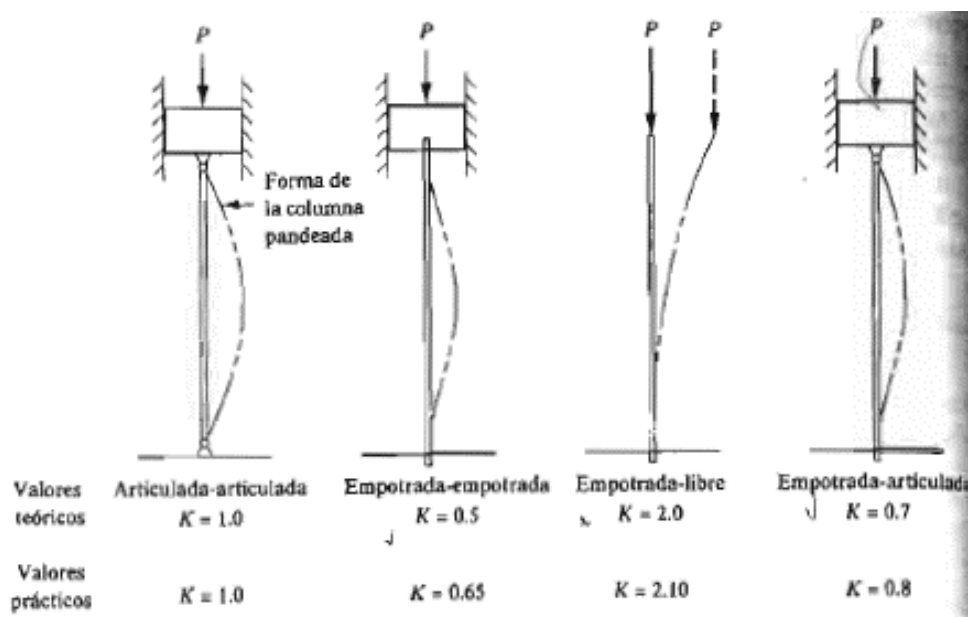


Imagen 24 Constantes de fijación para columnas [42].

Fuente: R. L. Mott, «Diseño de elementos de máquinas,» Pearson, Mexico D.F., 2006.

Para la caña fija se asume que su extremo es empotrado – articulado y para la caña móvil se asume que su extremo es empotrado – empotrado.

Para hallar el comportamiento de la columna ya sea como corta o larga es necesario conocer la relación de esbeltez y la constante de columna.

$$\text{Longitud efectiva } (L_e) = \frac{K \cdot L}{r}$$

- $K = \text{Constante del extremo fijo}$
- $L = \text{Longitud real}$

$$\text{Relacion de esbeltez} = \frac{\text{Longitud efectiva } (L_e)}{\text{radio de giro}}$$

$$\text{Constante de columna } (C_c) = \sqrt{\frac{2\pi * E}{S_y}}$$

- $E = \text{módulo de elasticidad de la columna}$
- $S_y = \text{Resistencia de fluencia del material}$

Tabla 17 Cálculo para hallar el definir el comportamiento como columna larga o corta

	Caña Fija	Caña Móvil	
Longitud real (L)	0,125	0,145	m
Constante del extremo fijo (K)	0,8	0,65	
Longitud efectiva (L_e)	0,1	0,09425	m
Relación de esbeltez	6,859943406	10,4560987	
Constante de columna (C_c)	65,15359653	65,1535965	

Fuente: Elaboración propia

Si la relacion de esbeltez $> C_c$ entonces la columna es larga

Si la relación de esbeltez $< C_c$ entonces la columna es corta

Como se puede apreciar ambos elementos (columnas) **se comportan como columnas cortas** debido a que la relación de esbeltez es menor a la constante de columna.

El hecho que las cañas se comporten como columna corta implica que las cargas admisibles son menores a los límites que pueden soportar todo esto para dar mayor seguridad al diseño.

◆ **Material a usar para el diseño de las cañas**

Se utilizara el Aluminio 6061 (aleación común de aluminio) el cual es fácil de adquirir, y si utilizamos algún acero el peso de la prótesis pasa el peso máximo permitido. El porcentaje del miembro inferior respecto del cuerpo es 5.9% [43].

Tabla 18 Peso del miembro inferior entre 8 a 12 años.

Peso del miembro inferior entre 8 a 12 años (kg)			
EDAD	Peso mínimo	Peso Promedio	Peso máximo
8 años	0,9602604	1,226416143	1,62604
8años 3 m	0,9778542	1,249029579	1,6695938
8a 6m	0,9876246	1,270248929	1,705395
8a 9m	1,0054426	1,293237857	1,7499872
9a	1,0144637	1,3183314	1,785399
9a 3 m	1,031674	1,344163286	1,8297552
9a 6m	1,04076	1,365792686	1,873368
9a 9m	1,0573449	1,386430464	1,9087208
10a	1,0732218	1,411898657	1,9545461
10a 3m	1,0824376	1,437085757	1,9995808
10a 6m	1,0984974	1,463012886	2,0347684
10a 9m	1,1155248	1,48864965	2,0820451
11a	1,1318265	1,515035714	2,128484
11a 3m	1,149969	1,547610036	2,167542
11a 6m	1,1682531	1,575586571	2,2163055
11a 9m	1,1866788	1,604355814	2,2575701
12a	1,2070043	1,6350257	2,3101804

Fuente: Elaboración propia.

◆ Selección del material para la prótesis

En la tabla 16 se muestra las propiedades de los materiales que se asumieron para la fabricación, se necesita un material que sea liviano, y que soporte las cargas aplicadas a la prótesis bajo las condiciones del factor de seguridad seleccionado para la pieza.

Tabla 19 Materiales pre-seleccionados para la prótesis.

Material	Densidad (g/cm³)	Límite Elástico (Mpa)
Aluminio 6061	2,7	310
Acero A 232	7,85	1200

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 20 Datos del material a usar para las cañas.

Material	Caña Fija	Caña Móvil	
	<i>Aluminio</i>	<i>Aluminio</i>	
Módulo de elasticidad (E)	70000000000	70000000000	Pa
Resistencia de fluencia (S _y)	325500000	325500000	Pa

Fuente: Elaboración propia.

Aplicando el Aluminio 6061 como material para la prótesis, se obtuvieron los siguientes pesos para cada pieza, en base al peso total obtenido se seleccionó este material, por cumplir con el peso promedio, dentro del rango para la prótesis.

Tabla 21 Peso de cada pieza de la prótesis en Aluminio 6061

PESO POR PIEZA		
Pieza	Material	Peso (Kg)
Resorte	Acero A232	0,053
Caña Fija	Aluminio 6061	0,403
Caña Movil	Aluminio 6061	0,113
Pie Movil	Aluminio 6061	0,104
Pie Principal	Aluminio 6061	0,511
Tobillo	Aluminio 6061	0,0822
TOTAL		1,2662

Fuente: Elaboración propia.

◆ **Análisis de columnas cortas: formula de J.B. Jhonson [42].**

$$P_{cr} = A \cdot S_y \left(1 - \frac{S_y \left(\frac{K \cdot L}{r} \right)^2}{4 \cdot \pi^2 \cdot E} \right)$$

P_{cr} = Carga crítica

◆ **Factor de Diseño y Carga Admisible**

$$P_a = \frac{P_{cr}}{N}$$

P_{cr} = Carga crítica de pandeo

P_a = Carga admisible

P = Carga real aplicada

N = Factor de diseño

La carga real aplicada “P” debe ser menor que P_a .

Tabla 22 Carga admisible para las cañas fija y móvil.

	Caña Fija	Caña Móvil	
Carga Crítica de Pandeo (P_{cr})	406768,1358	126177,4995	N
Carga Real Aplicada (P)	1344,4	1344,4	N
Factor de Diseño (N)	2,5	2,5	
Carga Admisible (P_a)	162707,2543	50470,9998	N

Fuente: Elaboración propia.

La carga real aplicada (P) está sobredimensionada con un factor de diseño (N) de 2.5 debido a que el proyecto se trata del diseño de un elemento de máquina que actúa bajo cargas dinámicas (se toma este factor según el libro de mott), y aun así se aprecia que la carga es mucho menor a la carga límite que puede soportar el elemento al comportarse como columna corta [42].

Se aprecia que el diseño aplicado demuestra que tanto la caña fija como regulable soportaran las cargas sin problemas debido a que la carga aplicada es mucho menor a la carga admisible.

En base a los datos obtenidos también se pueden hallar los diámetros mínimos que deberían tener los elementos para soportar las cargas propuestas.

- Para el cálculo, primero se debió haber hallado las cargas críticas dependiendo de su comportamiento como columna corta o larga.
- Un punto muy importante es que la fórmula para hallar el diámetro mínimo como columna corta está hecha para secciones circulares sólidas.
- Primero se hallara el diámetro de la caña graduable y luego como los diámetros son “coincidentes” se reemplaza el diámetro de la caña graduable por el diámetro menor de la caña fija, hallando de este modo el diámetro externo.

$$D = \left[\frac{4 \cdot N \cdot P_a}{\pi \cdot S_y} + \frac{4 \cdot S_y \cdot (K \cdot L)^2}{\pi^2 \cdot E} \right]^{\frac{1}{2}}$$

Tabla 23 Diámetros mínimos que deberían tener cada caña para que sean seguras de acuerdo a las cargas obtenidas.

Caso 2: Columna Corta	Caña Fija	Caña Graduable	
Área (A)	1,03832E-05	1,04604E-05	m ²
Diámetro (D)	0,005151587	0,003649457	m

Fuente: Elaboración propia.

◆ Magnitud de la compresión que soportan las cañas

En este caso se halla una relación de esbeltez resultante que nos permitirá saber que fórmula aplicar dependiendo del tamaño de la columna

$$\left(\frac{l}{k}\right)_2 = 0.282 \left(\frac{A * E}{P}\right)^{1/2}$$

Tabla 24 Longitud del bloque

	Caña fija	Caña móvil	
(l/k) ₂	72,1337995	40,3240198	
Long del bloque	8,70920558	3,82842075	m

Fuente: Elaboración propia.

Como la relación de esbeltez real es menor en ambos casos que la relación de esbeltez 2, se aplicará la siguiente ecuación.

$$\sigma_c = \frac{P}{A} + \left(1 + \frac{ec}{k^2}\right)$$

Tabla 25 Presión máxima que soportará el elemento

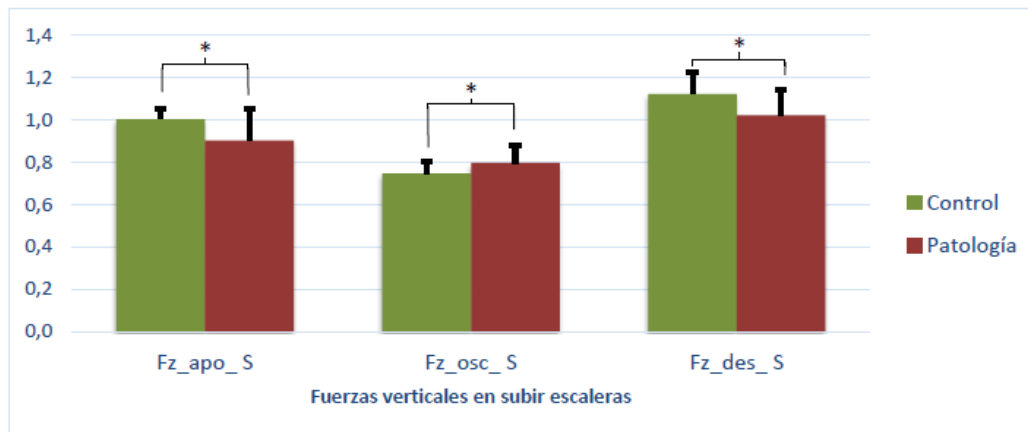
	Caña fija	Caña móvil	
e	0,1	0,1	m
c	0,025	0,015	m
k	0,8	0,65	
σ_c	1,07401859	3,43564088	MPa

Fuente: Elaboración propia.

La compresión máxima que soporta el elemento es de 4.28 MPa en la caña móvil.

3) Dimensionar el resorte como mecanismo de amortiguamiento reduciendo el impacto generado al caminar sobre el muñón, para esto se toman los casos más desfavorables tanto en peso como en la altura del impacto.

El caso más desfavorable considerado para el diseño de la prótesis es la acción de subir y bajar escaleras, se consideran tablas para hallar de manera más exacta las cargas que soporta el miembro inferior al subir y bajar escaleras.



Gráfica 25 Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre los pacientes de control y patológicos en la prueba de subir escaleras. Fz_apo_S: Fuerza vertical de apoyo. Fz_osc_S: Fuerza vertical de oscilación. Fz_des_S: Fuerza vertical de despegue. [61]

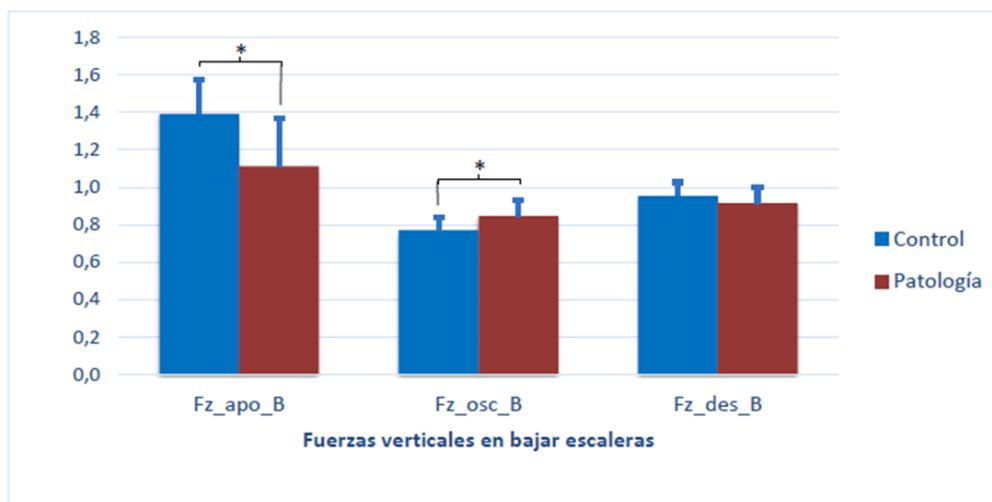
Fuente: L. Garcés Pérez, *Análisis biomecánico de las actividades de subir y bajar escaleras en personas con patológicas de rodillas*, Valencia, 2016.

Tabla 26 Cargas al subir escaleras en pacientes amputados de 8 a 12 años.

Cargas al subir escaleras (N)			
EDAD	Cargas mínimas	Cargas Promedio	Cargas máximas
8 años	183,6131814	192,1555332	329,843592
8años 3 m	186,9773247	194,2234322	338,6785172
8a 6m	188,8455411	197,6834682	345,940821
8a 9m	192,2525541	199,7660331	354,9863866
9a	193,9774955	203,1087416	362,1697002
9a 3 m	197,268309	206,4785256	371,167393
9a 6m	199,00566	208,2655152	380,0142864
9a 9m	202,1768897	211,5112028	387,1856318
10a	205,2127413	214,7817096	396,4813328
10a 3m	206,9749116	218,0770358	405,6166598
10a 6m	210,0457359	221,3971812	412,7544943
10a 9m	213,3015768	224,742146	422,344613
11a	216,4186553	228,11193	431,7647832
11a 3m	219,8877165	231,676884	439,6877316
11a 6m	223,3838534	235,2689136	449,5794489
11a 9m	226,9070658	239,0606258	457,950008
12a	230,7935426	243,0554049	468,6220519

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 27 Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre los pacientes de control o sanos y los pacientes patológicos o con intervención quirúrgica en la prueba de bajar escaleras. Fz_apo_B: Fuerza vertical de apoyo. Fz_osc_B: Fuerza vertical de oscilación. Fz_des_B: Fuerza vertical de despegue. [61].



Fuente: L. Garcés Pérez, *Análisis biomecánico de las actividades de subir y bajar escaleras en personas con patologías de rodillas*, Valencia, 2016.

Tabla 28 Cargas al bajar escaleras en pacientes amputados de 8 a 12 años.

Cargas al bajar escaleras (N)			
EDAD	Cargas mínimas	Cargas Promedio	Cargas máximas
8 años	223,5290904	233,9284752	378,50904
8años 3 m	227,6245692	236,4459174	388,6474788
8a 6m	229,8989196	240,6581352	396,98127
8a 9m	234,0465876	243,1934316	407,3614272
9a	236,1465162	247,2628158	415,604574
9a 3 m	240,152724	251,3651616	425,9297952
9a 6m	242,26776	253,5406272	436,081968
9a 9m	246,1283874	257,491899	444,3113808
10a	249,8242068	261,4733856	454,9785786
10a 3m	251,9694576	265,485087	465,4617408
10a 6m	255,7078524	269,5270032	473,6526984
10a 9m	259,6714848	273,5991342	484,6577526
11a	263,466189	277,70148	495,467784
11a 3m	267,689394	282,041424	504,559692
11a 6m	271,9455606	286,4143296	515,910843
11a 9m	276,2346888	291,030327	525,5164026
12a	280,9660518	295,8935364	537,7630104

Fuente: Elaboración propia.

Para hallar la carga de impacto al mayor valor de las cargas obtenidas en las tablas anteriores en este caso las cargas de bajar las escaleras cuyo valor a los 12 años fue el máximo obtenido se multiplico por un factor de 2.5 explicado anteriormente con lo que se obtiene una carga máxima aplicada a la prótesis de 1344.4 N

Carga de impacto: (Carga máxima) x (factor) = 537,763 x 2,5 = 1344,4 N

◆ DISEÑO DE RESORTE

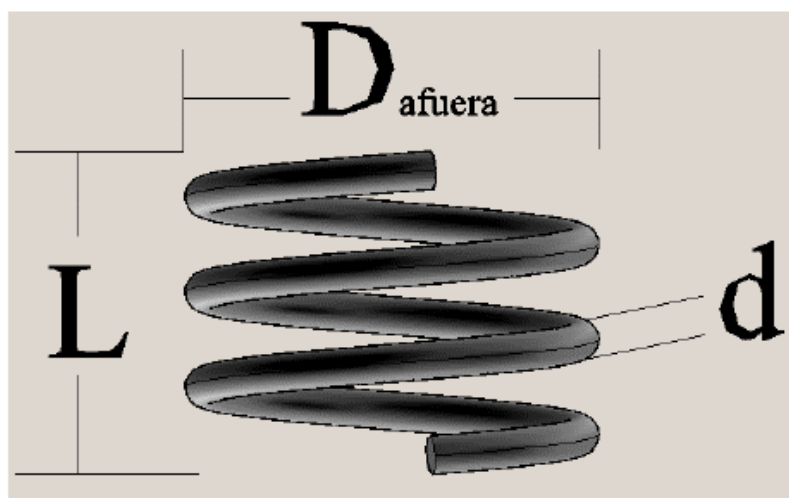


Imagen 25 Variables principales de un resorte

Fuente: Elaboración propia.

El material a utilizar será el Acero Aleado debido a que el resorte soportara muchos ciclos y puede fallar por fatiga por lo que no se creyó recomendable usar el aluminio y debido a que cuenta con un mayor módulo de elasticidad que el aluminio, como se utilizará el acero A232 se tomaron sus propiedades mecánicas y se creó un nuevo material en la biblioteca de SolidWorks.

Tabla 29 Propiedades físicas del Acero Aleado A232.

The screenshot shows the 'Propiedades de material' dialog box in SolidWorks. The 'Tipo de modelo' is set to 'Isotrópico elástico lineal', 'Unidades' to 'SI - N/mm^2 (MPa)', and 'Categoría' to 'Acero A232'. The material name is 'ACERO ALEADO A232'. Below the input fields is a table of material properties:

Propiedad	Valor	Unidad
Módulo elástico	206800	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.28	N/D
Módulo cortante	72300	N/mm ²
Densidad de masa	7861	kg/m ³
Límite de tracción	1500	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	1200	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	1.3e-005	/K
Conductividad térmica	50	W/(m·K)

Buttons at the bottom include 'Aplicar', 'Cerrar', 'Guardar', 'Config...', and 'Ayuda'.

Fuente: SolidWorks

La elongación máxima del resorte será de 2cm (L_{def}), la longitud total del resorte (L) es de 4 cm, y la fuerza máxima utilizada o que soportará sería la carga de impacto hallada anteriormente.

◆ **Constante K del resorte [44].**

$$K = \frac{\text{Carga de impacto}}{L - L_{def}}$$

Luego hallamos la constante G [44].

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

$E = \text{Módulo de Young}$

$\nu = \text{Módulo de Poisson}$

$$D = D_{afuera} - d$$

Se propone que el hilo que conforma al resorte tenga un diámetro (d) de 5mm y que el diámetro externo D_{afuera} del resorte sea de 4cm, estas medidas están basadas a las medidas antropométricas del paciente que repercuten en el diseño de la prótesis.

Se propone que el resorte tenga 4.5 espiras, $n_a = 5$

$$Bobina_{dist} = \frac{L}{n_a}$$

$$\theta = \text{Arctan}\left(\frac{Bobina_{dist}}{\pi D}\right)$$

$$L_{solido} = (n_a + 2)d$$

Tabla 31 Constante del resorte

Diseño del resorte (amortiguador)		
Constante del resorte (K)	49824,62	N/m
Diámetro del alambre (d)	0,005	m
Número de espiras (na)	4,5	
G	8,2031E+10	
D	0,035	m
D _{interno}	0,03	m
Young del material (E)	2,1E+11	Pa
Coef. de Poisson (v)	0,28	
Diámetro externo del resorte (D _{afuera})	0,04	m

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 30 Datos de la geometría del resorte

Geometría del resorte		
Distancia entre espiras (Bobina _{dist})	0,00888889	m
Longitud total del resorte (L)	0,04	m
Ángulo de levantamiento de las espiras (θ)	12,3430625	°
Longitud del resorte completamente comprimido (L _{sólido})	0,0325	m
Longitud del alambre utilizado (L _{alambre})	0,72731097	m
Desplazamiento máximo (L _{def})	0,02	m

Fuente: Elaboración propia.

◆ **Cargas que soportará el resorte [44].**

$$F_{max} = K(L - L_{solido})$$

$$\tau_{max} = \frac{8WD}{\pi d^3} F_{max}$$

En este caso F_{max} vendría a ser la carga de impacto hallada anteriormente.

Hallando las constantes “W” y “C”.

$$W = \frac{4C - 1}{4C - 4} + \frac{0.615}{C}$$

$$C = \frac{D}{d}$$

Tabla 32 Fuerzas y esfuerzos del resorte

Fuerzas y esfuerzos del resorte		
Fuerza máxima de compresión (F _{max})	1344,41	N
Esfuerzo máximo (τ _{max})	145,328082	Pa
W	1,21285714	
C	7	

Fuente: Elaboración propia.

Un aspecto muy importante al diseñar el resorte es hallar el paso del resorte que se define como la distancia que hay de un punto en una hélice del resorte hasta un punto ubicado en la misma posición pero en la siguiente hélice del mismo resorte [42].

$$L_f = p * N_a + D_w$$

$L_f =$ Longitud total del resorte

$N_a =$ Numero de espiras = N

$D_w =$ Diametro del alambre

Para este caso el número de espiras varia si el resorte tiene extremos planos.

Tabla 33 Paso del resorte en función al número de espiras.

PASO (p)	0,008889	m
Número de espiras (N_a)	4,5	

Fuente: R. L. Mott, «Diseño de elementos de máquinas,» Pearson, Mexico D.F., 2006.

◆ Deflexión Máxima del resorte

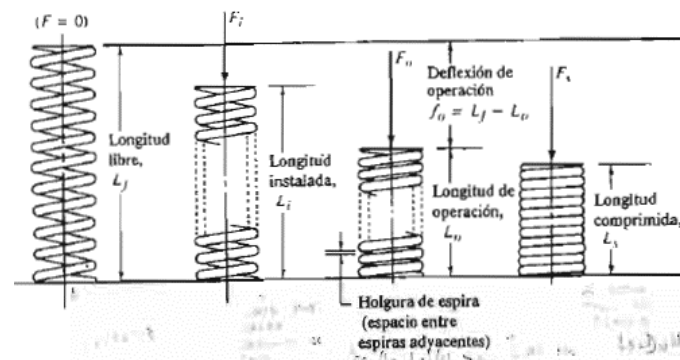


Imagen 26 Longitudes del resorte durante su aplicación.

Fuente: R. L. Mott, «Diseño de elementos de máquinas,» Pearson, Mexico D.F., 2006.

$$f_o = \frac{8F_o C^3 N_a}{G D_w}$$

Donde:

- ✓ $D_w =$ Diámetro del alambre
- ✓ $N_a =$ Número de vueltas

Tabla 34 Deflexión máxima del resorte

Deflexión máxima	0,026983	m
C	7	
Na	3	
Fo	1344,41	N
G	8,2031E+10	
Dw	0,005	m

Fuente: Elaboración propia.

El resorte tendrá una deflexión máxima de 2,8 cm con la carga máxima de diseño.

◆ Carga por Fatiga del resorte

El resorte estará sometido a diferentes cargas durante todo el proceso de rehabilitación del paciente y al diseñarlo, se tomó en cuenta el peso máximo que puede llegar a tener un niño(a) de 12 años según estándares. En base a estos se realizaron los cálculos de las cargas aplicadas a la prótesis y por ende al resorte. A continuación se realizará el cálculo de Fatiga del resorte en base a las cargas antes mencionadas.

$$\text{factor de Bergstrasser: } K_B = \frac{4C + 2}{4C - 3}$$

Según Zimmerli el esfuerzo torsional mínimo de un resorte sin martillar, cuya resistencia a la fatiga es de vida infinita es de:

$$S_{sa} = 241 \text{ MPa}, \quad S_{sm} = 379 \text{ MPa}$$

$$F_a = \frac{F_{max} - F_{min}}{2}$$

$$F_m = \frac{F_{max} + F_{min}}{2}$$

Esfuerzo cortante medio y alternante:

$$\tau_a = K_B \frac{8F_a D}{\pi d^3}$$

$$\tau_m = K_B \frac{8F_m D}{\pi d^3}$$

Tabla 35 Tabla de Constantes A y m para estimar la resistencia de tensión mínima de alambres para fabricar resortes comunes.

Material	ASTM núm.	Exponente m	Diámetro, pulg	A, kpsi · pulg ^m	Diámetro, mm	A, MPa · mm ^m	Costo relativo del alambre
Alambre de piano*	A228	0.145	0.004-0.256	201	0.10-6.5	2 211	2.6
Alambre T y R en aceite†	A229	0.187	0.020-0.500	147	0.5-12.7	1 855	1.3
Alambre estirado duro‡	A227	0.190	0.028-0.500	140	0.7-12.7	1 783	1.0
Alambre al cromo vanadio§	A232	0.168	0.032-0.437	169	0.8-11.1	2 005	3.1
Alambre al cromo silicio	A401	0.108	0.063-0.375	202	1.6-9.5	1 974	4.0
Alambre inoxidable 302#	A313	0.146	0.013-0.10	169	0.3-2.5	1 867	7.6-11
		0.263	0.10-0.20	128	2.5-5	2 065	
		0.478	0.20-0.40	90	5-10	2 911	
Alambre de bronce fosforado**	B159	0	0.004-0.022	145	0.1-0.6	1 000	8.0
		0.028	0.022-0.075	121	0.6-2	913	
		0.064	0.075-0.30	110	2-7.5	932	

Fuente: R. G. Budynas y N. J. Keith, Diseño en ingeniería Mecánica de Shigley, Mexico D.F.: Mc Graw Hill, 2008.

En este caso se usará el Alambre al cromo vanadio, el cual es un acero Aleado, cuyas propiedades se muestran en la tabla 23.

Esfuerzo último del resorte

$$S_{ut} = \frac{A}{d^m}$$

$$S_{su} = 0,67S_{ut}$$

$$S_{se} = \frac{S_{sa}}{1 - \left(\frac{S_{sm}}{S_{sa}}\right)^2}$$

$$S_{sa} = \frac{r^2 S_{su}^2}{2S_{se}} \left[-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{2S_{se}}{rS_{su}}\right)^2} \right]$$

$$\eta_f = \frac{S_{sa}}{\tau_a}$$

Tabla 36 Cálculo de resistencia a la fatiga del resorte

Resistencia a la fatiga de resortes		
S_{sa}	241	MPa
S_{sm}	379	MPa
K_B	1,2	
F_{max}	1344,41	N
F_{min}	960,291	N
Fa	192,0595	N
Fm	1152,3505	N
Esf. Cort. Alternante (τ_a)	164,3294	MPa
Esf. Cort. Medio (τ_m)	985,9706	MPa
Sut	3521,36421	MPa
A	2005	MPa.m m ^m
m	0,168	
S_{su}	2359,31402	MPa
r	0,16666761	
S_{se}	247,383784	MPa
S_{sa}	189,76785	MPa
FS de Fatiga η_f	1,154801797	

Fuente: Elaboración propia.

4) Dimensionar el Tornillo o Caña Móvil

Para calcular las dimensiones y cada valor para dimensionar el tornillo se trabajará al elemento como un tornillo normal, no como un tornillo de potencia ya que para dimensionar un tornillo de potencia influye mucho la potencia que se transmite y las revoluciones a las que gira, es así que se ve como una opción factible el tomarla como un tornillo normal pero trabajando a cargas de compresión. Para lo cual se han tomado medidas ya estandarizadas para la rosca, y el paso haciendo el diseño más sencillo y exacto.

❖ Tomando como valores iniciales

Largo del tornillo (caña variable) = 12,5 cm

Diámetro del tornillo = 2 cm

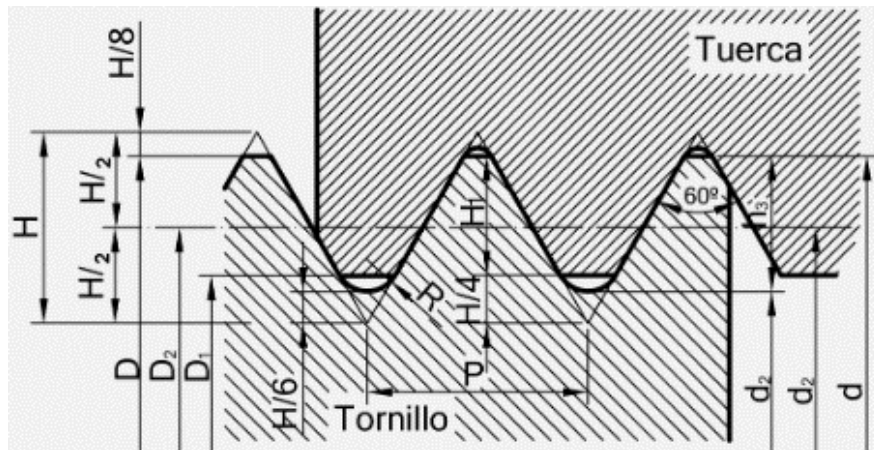
Carga máxima a Compresión = 1344.4 N

Entonces utilizando una tabla con valores estandarizado se procede a tomar las medidas del tornillo. Por seguridad se utilizará la rosca métrica gruesa

Tabla 37 Dimensiones de roscas métricas ISO, series de pasos bastos y finos.

Rosca Métrica gruesa DIN ISO 13-1							Rosca Métrica Fina DIN ISO 13-2			
Diámetro nominal mm	Paso P (mm)	Diámetro núcleo (mm)		Profundidad de la rosca mm		Ø Broca (mm)	Diámetro nominal (mm)	Diámetro núcleo (mm)		Ø Broca (mm)
		Tornillo d ₃	Tuerca D ₁	Tornillo h ₃	Tuerca H ₄			Tornillo d ₃	Tuerca D ₁	
M10	1,50	8,160	8,376	0,920	0,812	8,5	M8x1,0	6,773	6,917	7,00
M12	1,75	9,853	10,106	1,074	0,947	10,2	M9x0,75	8,080	8,188	8,20
M16	2,00	13,546	13,835	1,227	1,083	14,0	M10x0,75	9,080	9,188	9,20
M20	2,50	16,933	17,294	1,534	1,353	17,5	M10x1,0	8,773	8,917	9,00
M24	3,00	20,319	20,752	1,840	1,624	21,0	M10x1,25	8,466	8,647	8,80
M30	3,50	25,706	26,211	2,147	1,894	26,5	M11x1,0	9,773	9,917	10,00
M36	4,00	31,093	31,670	2,454	2,165	32,0	M12x1,0	10,773	10,917	11,00
M42	4,5	36,147	37,129	2,760	2,436	37,5	M12x1,25	10,466	10,647	10,80

Fuente: R. Del Águila, «Portal de dibujo técnico,» Portal de dibujo Técnico, [En línea]. Available: http://dibujo.ramondelaguila.com/?page_id=2699. [Último acceso: 16 09 2019].



Gráfica 26 El triángulo fundamental es equilátero: Tanto en la rosca normal como en la fina. La norma que lo regula es la DIN 13. [59]

Fuente: R. Del Águila, «Portal de dibujo técnico,» Portal de dibujo Técnico, [En línea]. Available: http://dibujo.ramondelaguila.com/?page_id=2699. [Último acceso: 16 09 2019].

5) Determinar el Factor de Seguridad del Diseño para el estudio.

En el estudio de Mariana Fernanda Berbesi [5], se diseñó una prótesis transtibial regulable para niños, y se validó su diseño mediante un análisis Estático mediante el software Ansys y mediante pruebas de usuario, en esta tesis se diseñó el prototipo y luego de ponerlo a prueba se fue mejorando, al final del estudio ya con un diseño final se obtuvo un factor de seguridad de 2,5 para su diseño, ya que es el único proyecto en el que se trabaja con un diseño como el que se desarrolla en la presente tesis nos basamos en esta para establecer el mismo factor de seguridad del diseño.

4.7. DISEÑO CAD

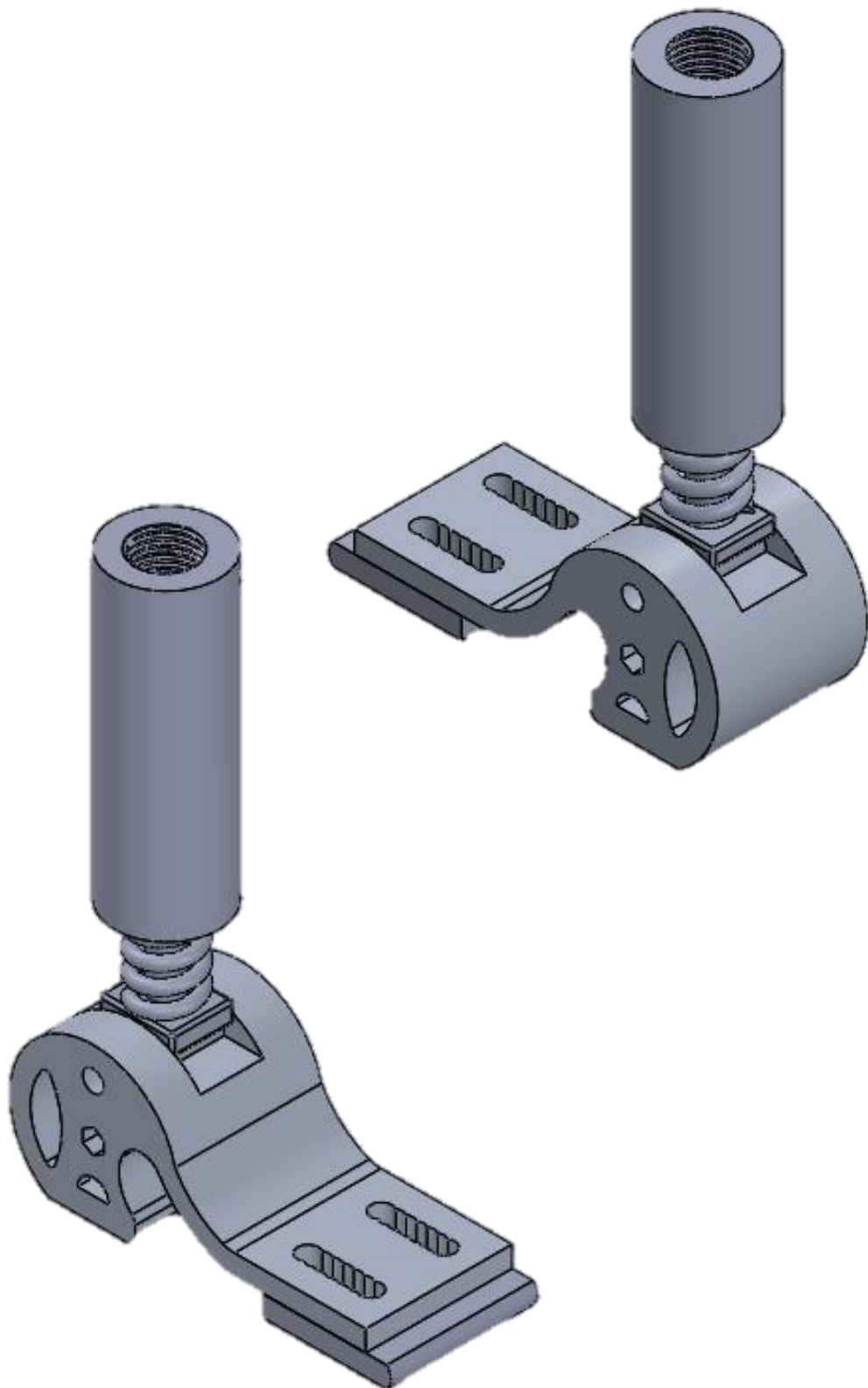


Imagen 27 Vista isométrica de la Prótesis Transtibial.

Fuente: Elaboración propia

4.8. ANÁLISIS CAD Y CAE DE LA PRÓTESIS TRANSTIBIAL INFERIOR REGULABLE USANDO EL SOFTWARE SOLIDWORKS

En las siguientes imágenes se mostrará el análisis estático lineal aplicado al ensamblaje utilizando el Software SolidWorks, la herramienta simulation, se tomó en cuenta dos tipos distintas de pisadas explicadas anteriormente en las cuales se ha estudiado que en estas la fuerza que será aplicada al elemento serán los mayores. La carga aplicada al ensamblaje es de 1344,407 N.

Se utiliza geometría fija y pared virtual sobre el talón o planta de pie para el primer estudio, y caso contrario para el segundo estudio, se toma así debido al tipo de carga que soportará la prótesis durante la marcha.

Como se puede apreciar en las siguientes imágenes se decidió analizar al ensamblaje sin la caña móvil, y analizarla por separado, esto debido a la complejidad de la geometría ya que esta es una rosca y al contacto con la tuerca esta ocasionaba que el análisis sea más complejo y se necesitaba una computadora más potente para realizar el análisis.

4.8.1. PRIMER ESTUDIO: MAYOR FUERZA SOBRE EL TALÓN

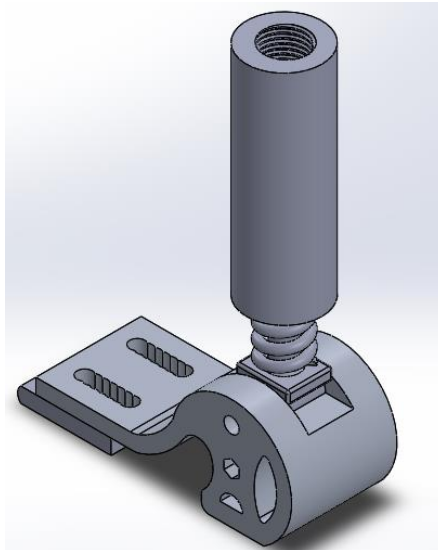


Imagen 28 Diseño CAD de la Prótesis Transtibial

Fuente: Elaboración propia

◆ **Análisis estático Lineal del ensamble**

◆ Tensiones

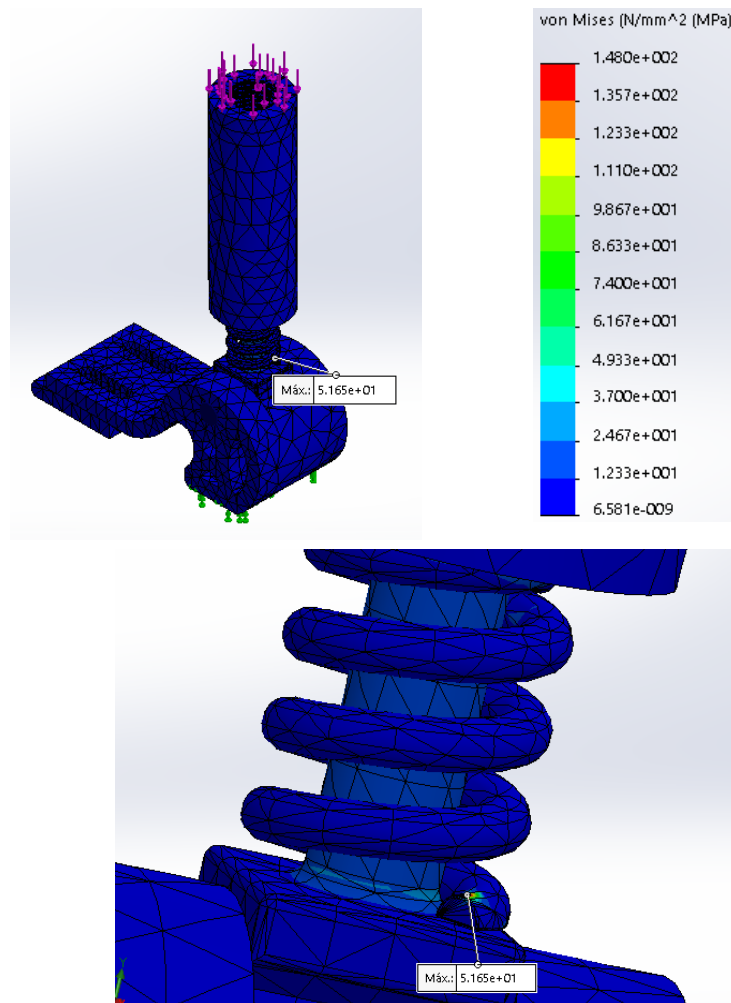


Imagen 29 Resultados de Análisis de Esfuerzos que soporta el ensamble.

Fuente: Elaboración propia

El esfuerzo máximo que soporta el ensamble es de 51,65MPa localizado en la unión entre el pie y el talón, esto debido a la concentración de esfuerzo del chaflán localizado en esa área.

◆ Factor de seguridad

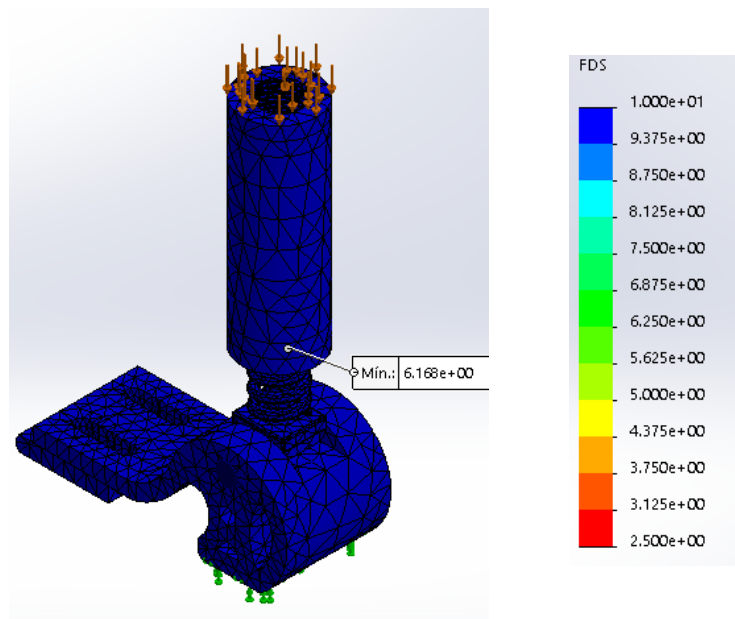


Imagen 30 Factor de seguridad obtenido de la simulación para todo el ensamble.

Fuente: Elaboración propia

4.8.2. ANÁLISIS DETALLADO

◆ Elementos que soportan mayor carga

◆ Tensiones

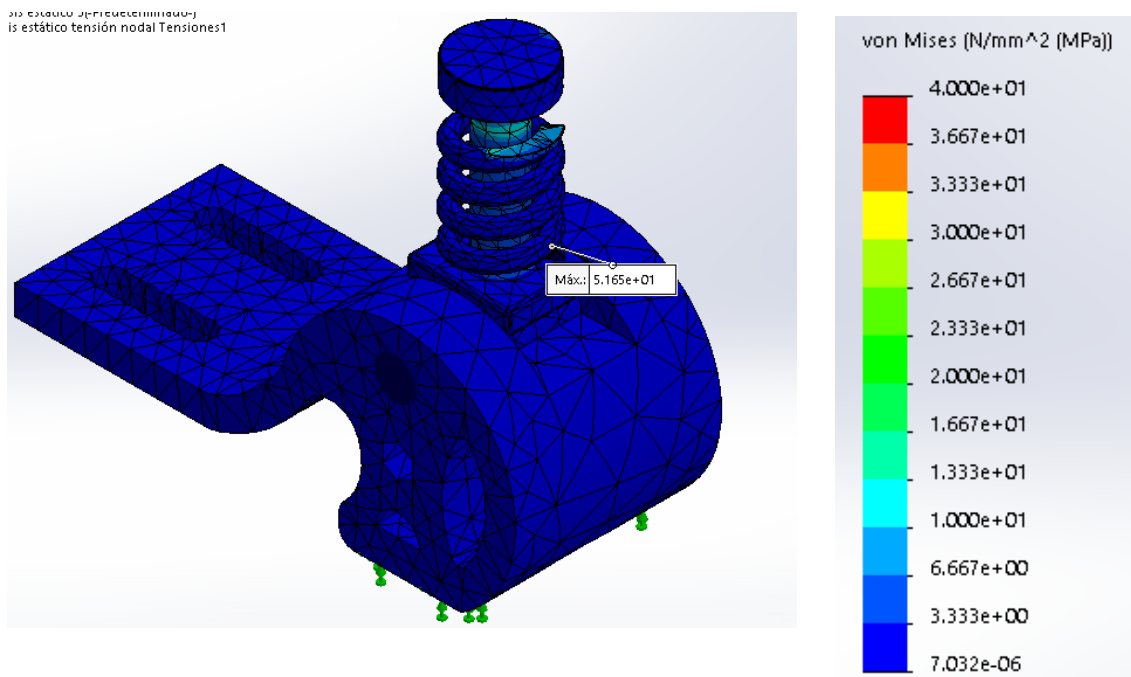


Imagen 31 Análisis de esfuerzos obtenidos en la caña móvil.

Fuente: Elaboración propia

El máximo esfuerzo que soporta la pieza es de 51,65 MPa en el contacto del resorte con el tobillo, el cual es un valor muy bajo respecto del esfuerzo de fluencia del material.

◆ Desplazamientos

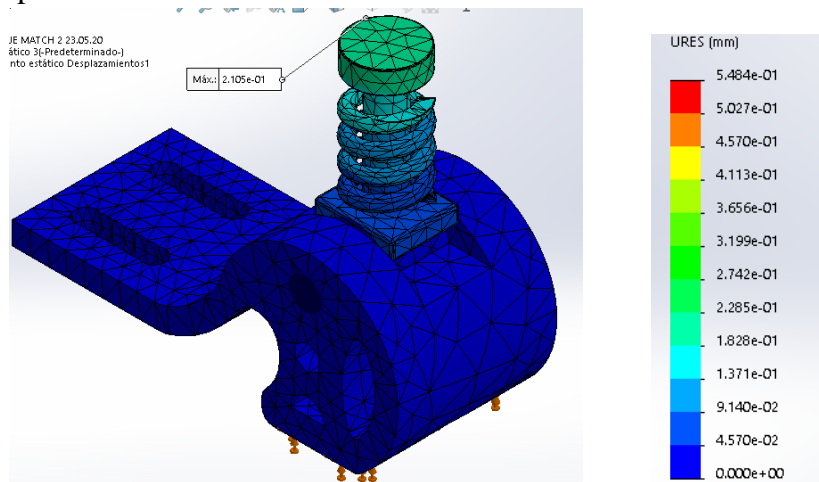


Imagen 32 Análisis de desplazamiento aplicado al ensamble.

Fuente: Elaboración propia

El máximo valor obtenido es de 0,21 mm el cual es mucho menor a 0,5mm lo cual indica que la pieza no sufre mucho desplazamiento

◆ Factor de Seguridad

Un aspecto muy importante del estudio realizado es el factor de seguridad que es muestra la pieza respecto a las cargas que soporta. En las siguientes imágenes se muestra detalladamente el resultado del factor de seguridad como resultado de las cargas que soporta la pieza.

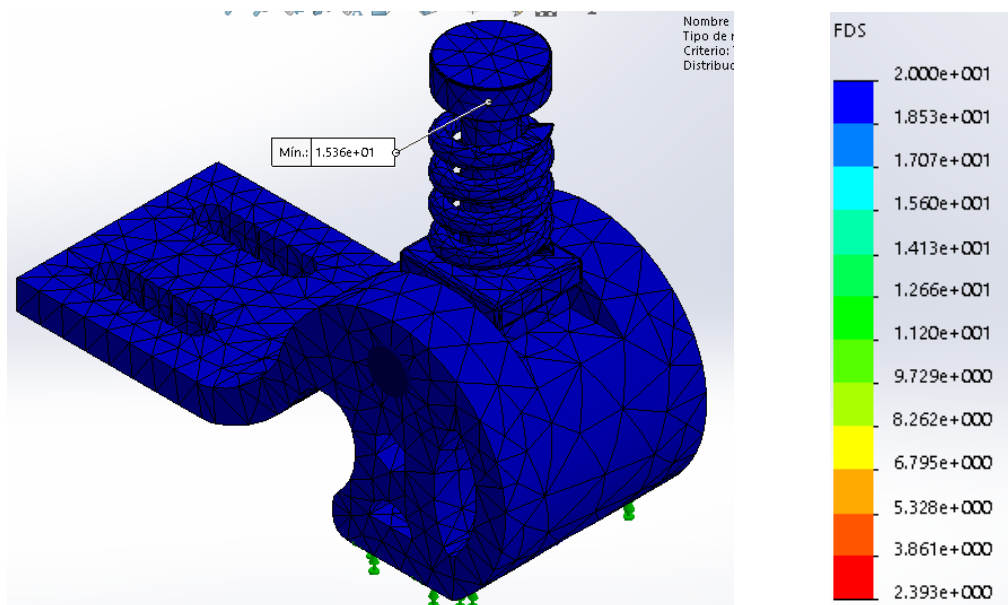


Imagen 33 Factor de Seguridad de los elementos críticos

Fuente: Elaboración propia

Del análisis anterior se puede ver que la pieza “pie principal” es la que soporta los mayores esfuerzos con un esfuerzo máximo de 51,65 MPa y con un factor de seguridad de 15 debido a que las cargas aplicadas están multiplicadas por un factor de 2,5 el factor de seguridad resultante es muy aceptable.

◆ Resorte

◆ Tensiones

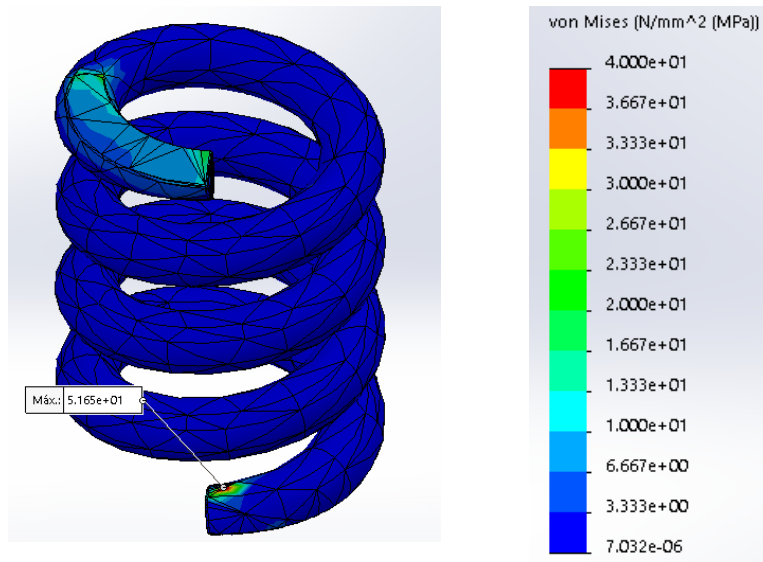


Imagen 34 Análisis de Tensiones aplicado al resorte.

Fuente: Elaboración propia

El resorte es un material diferente al resto de la prótesis (Acero aleado) por lo que puede su límite de fluencia es mayor; el resultado del análisis de tensiones muestra un esfuerzo máximo de 5,165 MPa.

◆ Desplazamientos

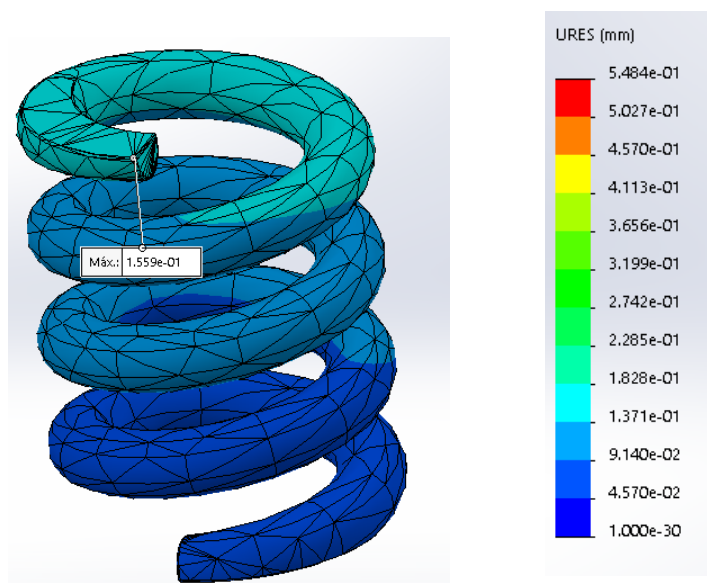


Imagen 35 Análisis de Desplazamientos aplicado al resorte.

Fuente: Elaboración propia

El máximo desplazamiento es de 0.283mm, el valor para un resorte es muy aceptable, por lo que la pieza es segura.

◆ Factor de seguridad

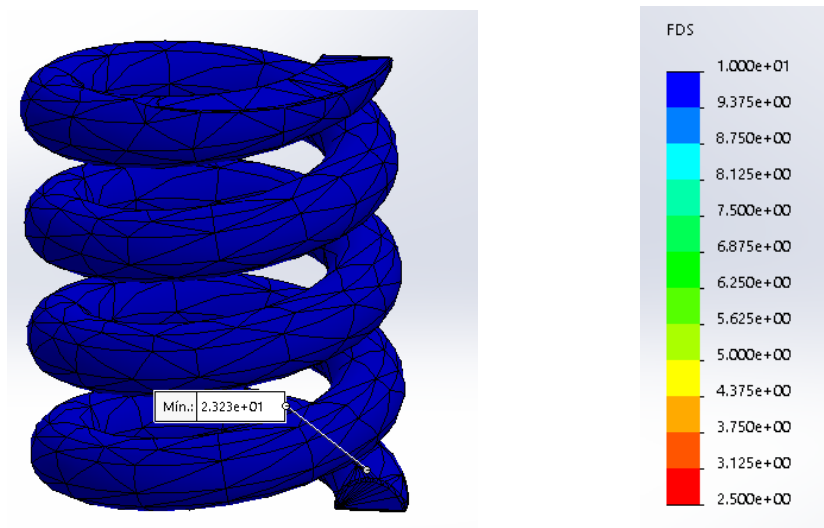


Imagen 36 Análisis del factor de seguridad al resorte.

Fuente: Elaboración propia

El mínimo factor de seguridad para el resorte es de 23, entonces no hay problema con este elemento.

4.8.3. SEGUNDO ESTUDIO: MAYOR FUERZA SOBRE EL PIE MÓVIL

En las siguientes imágenes se mostrará el resultado de la simulación estática aplicada a la pieza en la segunda posición especificada, en el que el ángulo de inclinación del tobillo es de 15°. La carga aplicada al ensamble es 1344.407 N. Esta representa el momento en el que el metatarso recibe la mayor carga aplicada durante la marcha.

◆ **Ensamble**

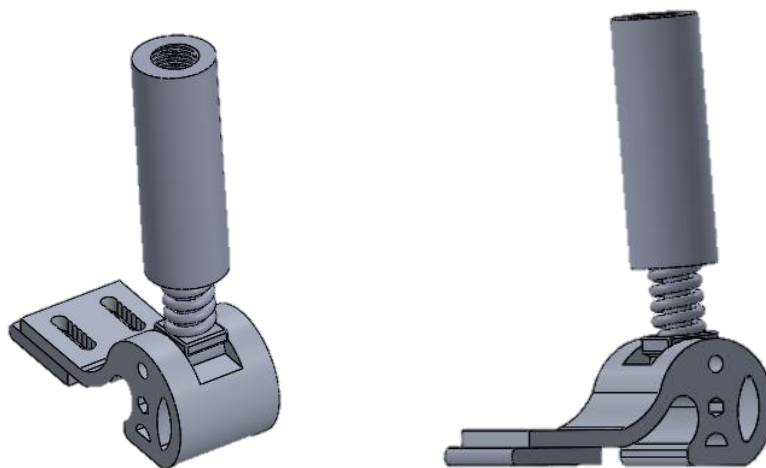


Imagen 37 Prótesis Transtibial regulable - 2do tipo de pisada.

Fuente: Elaboración propia

◆ Tensiones

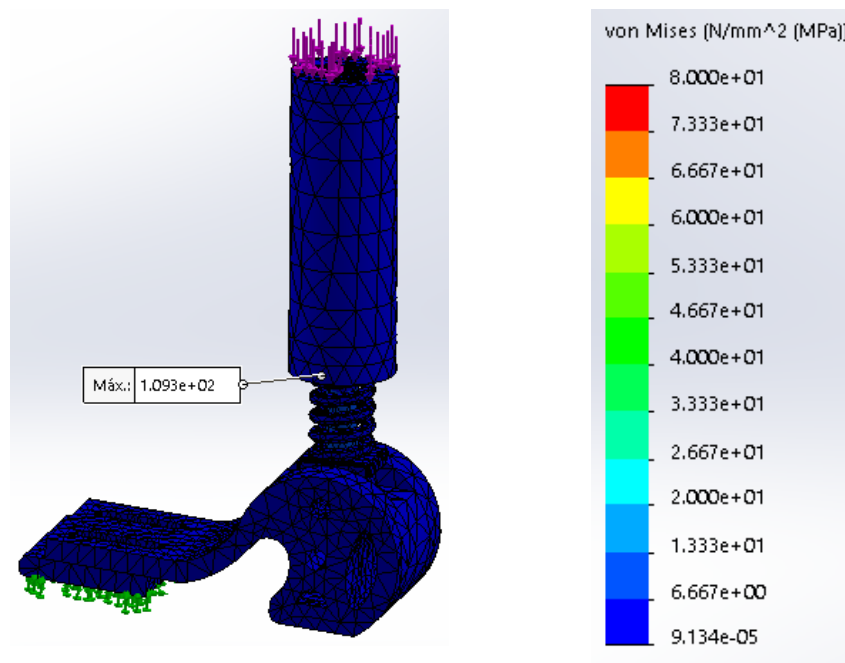


Imagen 38 Análisis de Tensiones aplicados al ensamblaje en la segunda posición.

Fuente: Elaboración propia

El máximo valor de esfuerzo en este tipo de pisada es de 109,3 MPa, valor que se encuentra por debajo del esfuerzo de fluencia del material, indica que el material responde favorablemente a las cargas aplicadas, sin llegar a un punto crítico.

◆ Desplazamiento

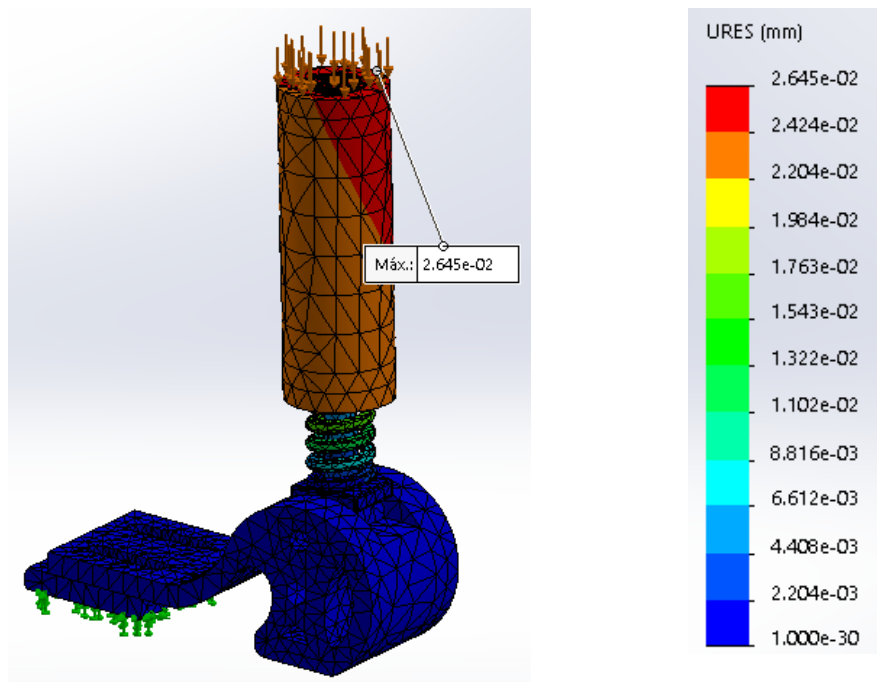


Imagen 39 Resultado de desplazamiento aplicado al ensamblaje.

Fuente: Elaboración propia

El valor máximo de desplazamiento sobre el ensamble es de 0.02645 mm, la pieza es segura.

◆ Factor de seguridad

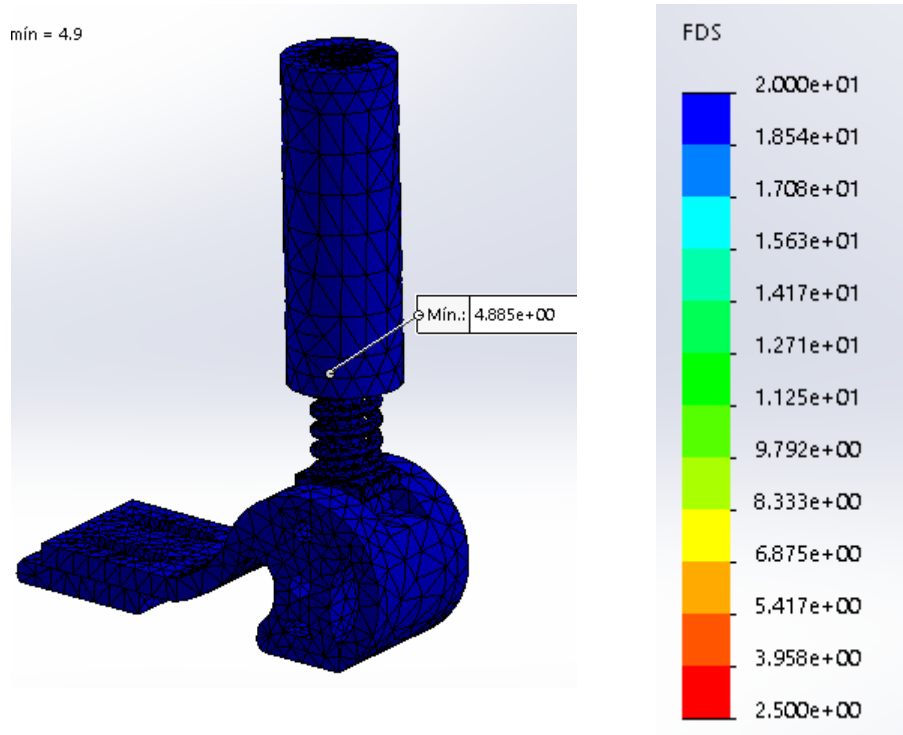


Imagen 40 Factor de Seguridad para el ensamble.

Fuente: Elaboración propia

El valor mínimo del factor de seguridad es 4,81 esto se debe al tipo de pisada y el ángulo del tobillo, que se forma entre la tibia y la planta del pie (25° debido) durante la fase de apoyo, en el cual te impulsas para dar el paso.

4.8.4. ANÁLISIS DE LAS PIEZAS QUE SOPORTAN MAYOR CARGA.

◆ Caña Fija

◆ Tensiones

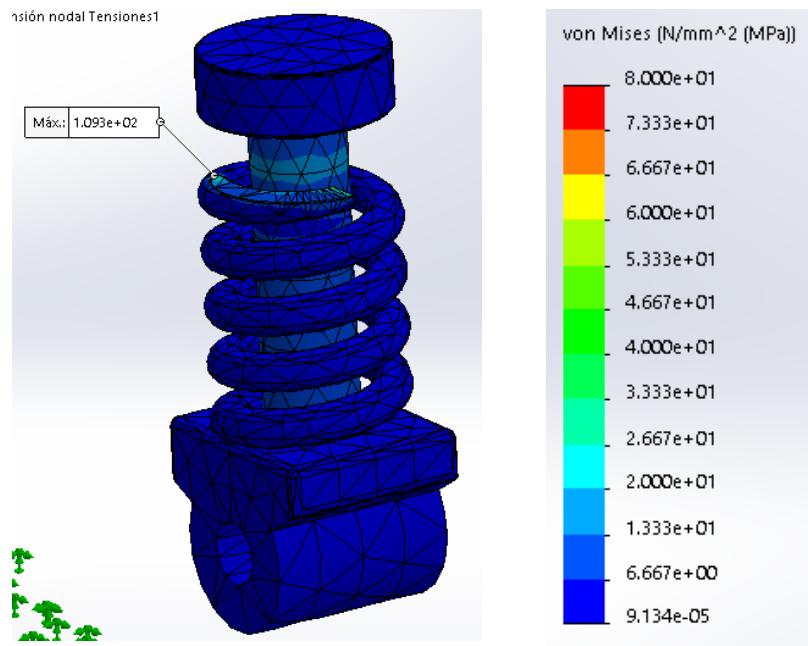


Imagen 41 Análisis de Esfuerzos para la Caña Fija.

Fuente: Elaboración propia

El mayor valor de esfuerzo en la pieza es de 109,3 MPa el cual es menor al límite de fluencia del material en base a un factor de seguridad de 9,6.

◆ Desplazamientos

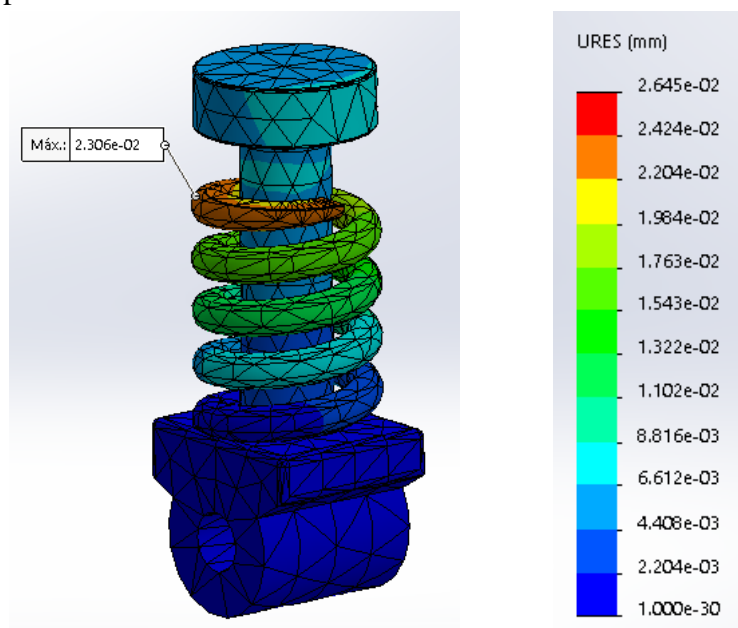


Imagen 42 Análisis de Desplazamientos para la Caña fija.

Fuente: Elaboración propia

El máximo valor de desplazamientos en la pieza es de 0.8058 mm, el cual es un valor pequeño para que sea de importancia.

◆ Deformaciones unitarias

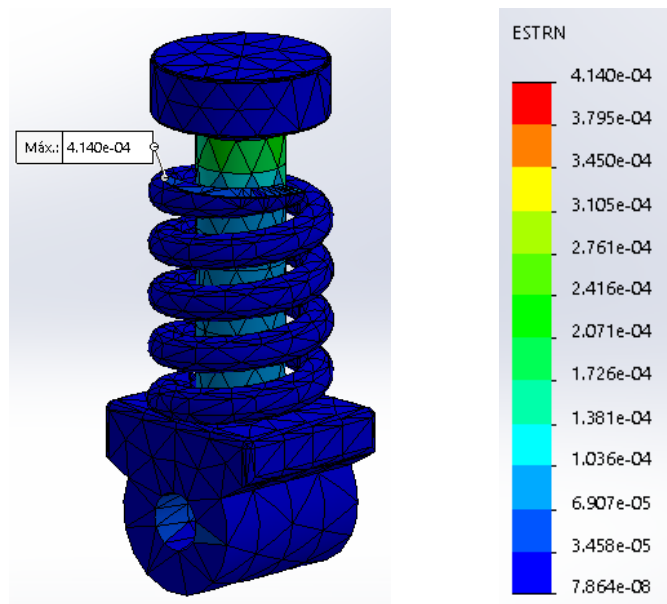


Imagen 43 Análisis de Deformaciones unitarias en la caña Fija.

Fuente: Elaboración propia

El máximo valor de deformaciones unitarias para la caña fija es de 0.000414, un valor aceptable.

◆ Factor de seguridad

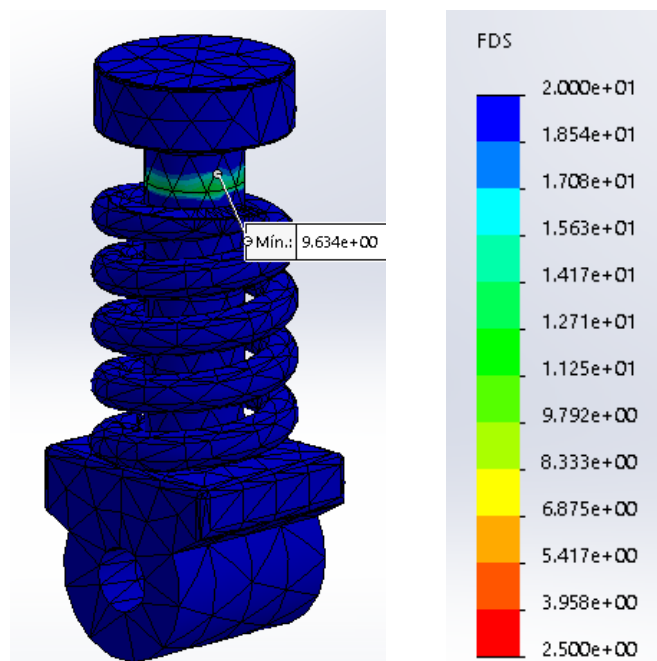


Imagen 44 Factor de Seguridad para la Caña fija.

Fuente: Elaboración propia

◆ **Resorte**
 ◆ Tensiones

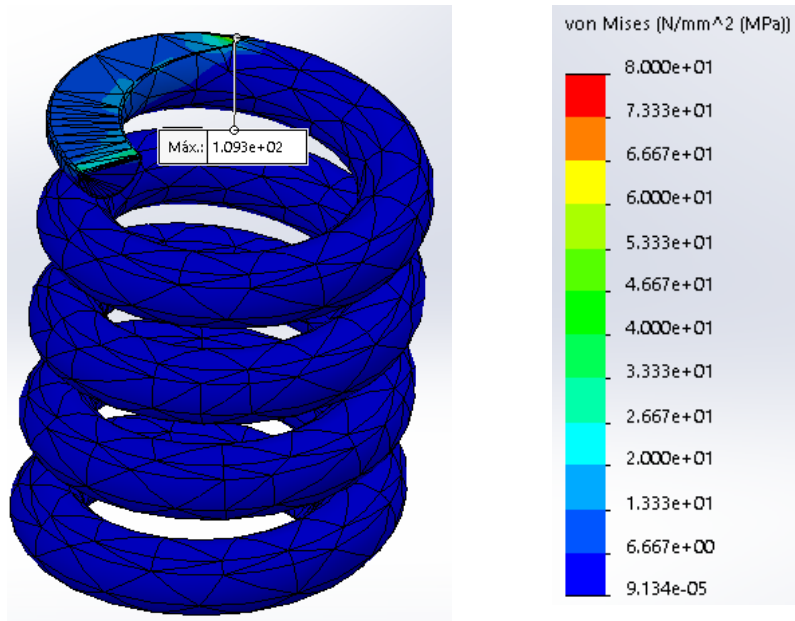


Imagen 45 Análisis de Tensiones aplicados al resorte.

Fuente: Elaboración propia

El valor del esfuerzo máximo es de 109,3 MPa, respecto al material

◆ Desplazamiento

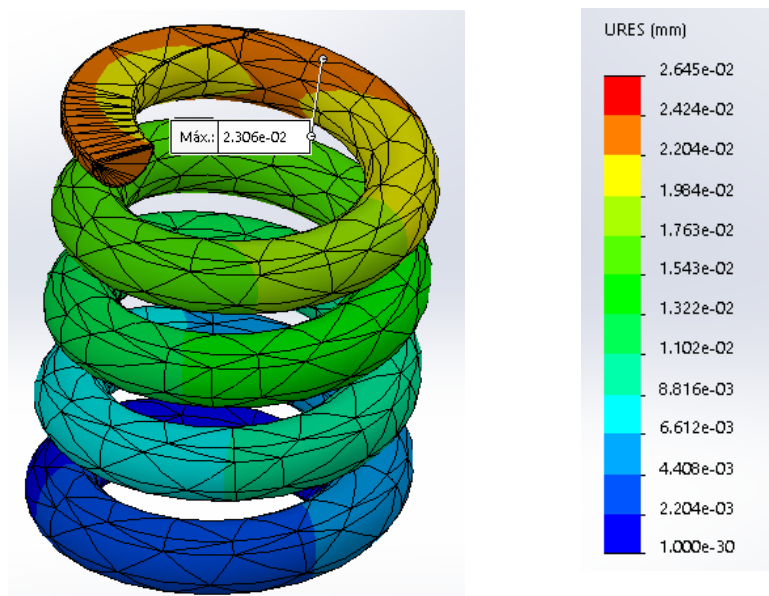


Imagen 46 Análisis de desplazamiento para el resorte.

Fuente: Elaboración propia

El desplazamiento máximo es 0,023 mm, lo cual muestra que la pieza es segura.

◆ Factor de seguridad

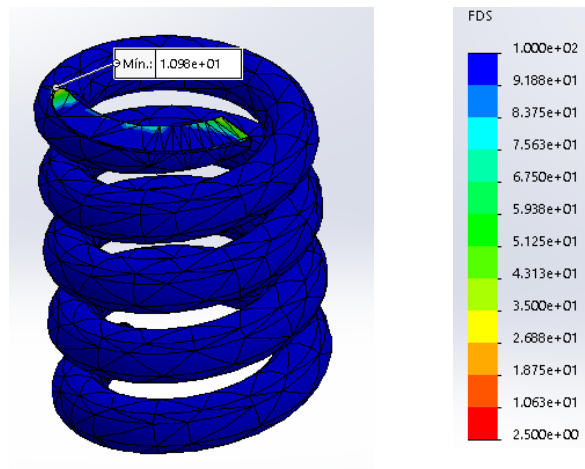


Imagen 47 Factor de seguridad para el resorte.

Fuente: Elaboración propia

El mínimo valor del factor de seguridad es de 10,98 por lo que no hay problema con la pieza.

4.8.5. ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA CAÑA MÓVIL

Por motivos computacionales la caña móvil se analizará sola sin embargo las cargas aplicadas y las reacciones son las mismas. La carga aplicada es de 1344,407 N.

◆ Caña Móvil



Imagen 48 Caña Móvil

Fuente: Elaboración propia

◆ Tensiones

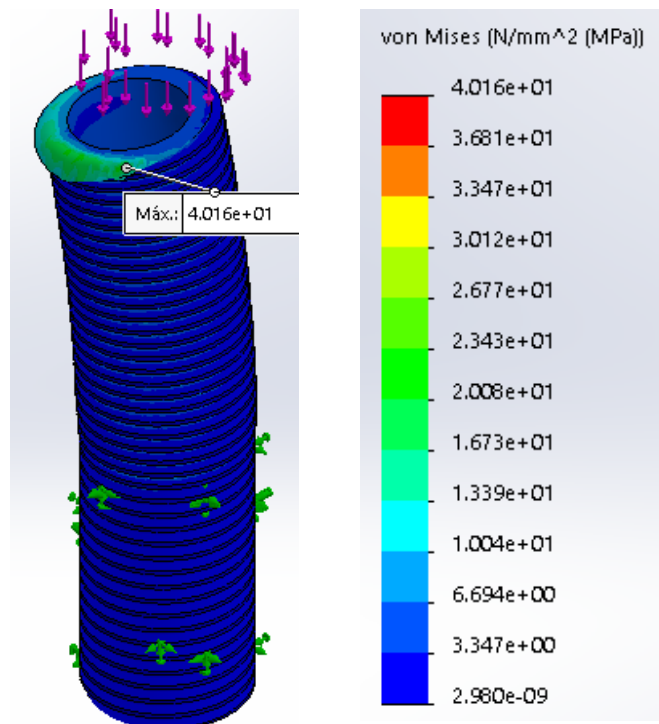


Imagen 49 Análisis de tensiones en la caña móvil.

Fuente: Elaboración propia

El máximo Valor de esfuerzo que soporta el material es de 40,16 MPa el cual es menor al límite de elasticidad, y menor al esfuerzo máximo esperado del elemento, lo cual muestra que la pieza soporta sin problemas la carga aplicada.

◆ Desplazamientos

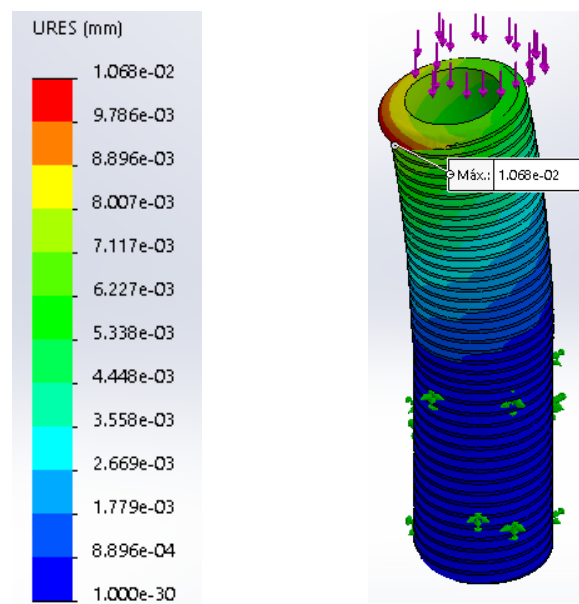


Imagen 50 Análisis de desplazamientos de la caña móvil.

Fuente: Elaboración propia

El valor máximo de desplazamiento es de 0,01068 mm, en el borde de los sientes superiores.

◆ Factor de seguridad

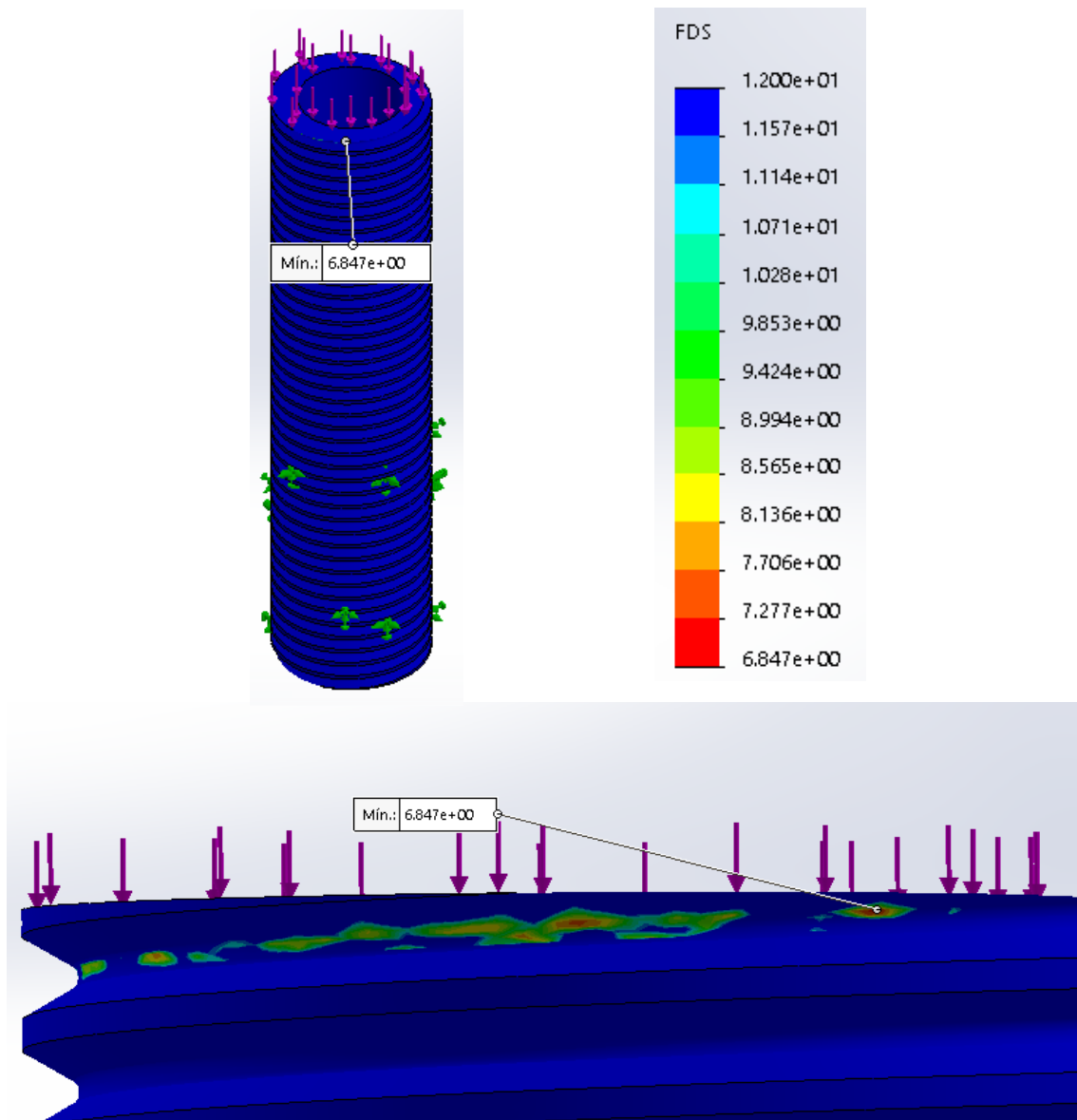


Imagen 51 Factor de seguridad para la caña móvil.

Fuente: Elaboración propia

El valor mínimo de factor de seguridad para la caña regulable es de 6,847, un valor por encima de lo establecido (2,5), demostrando que la caña móvil es segura.

4.8.6. CÁLCULO DE PASADORES

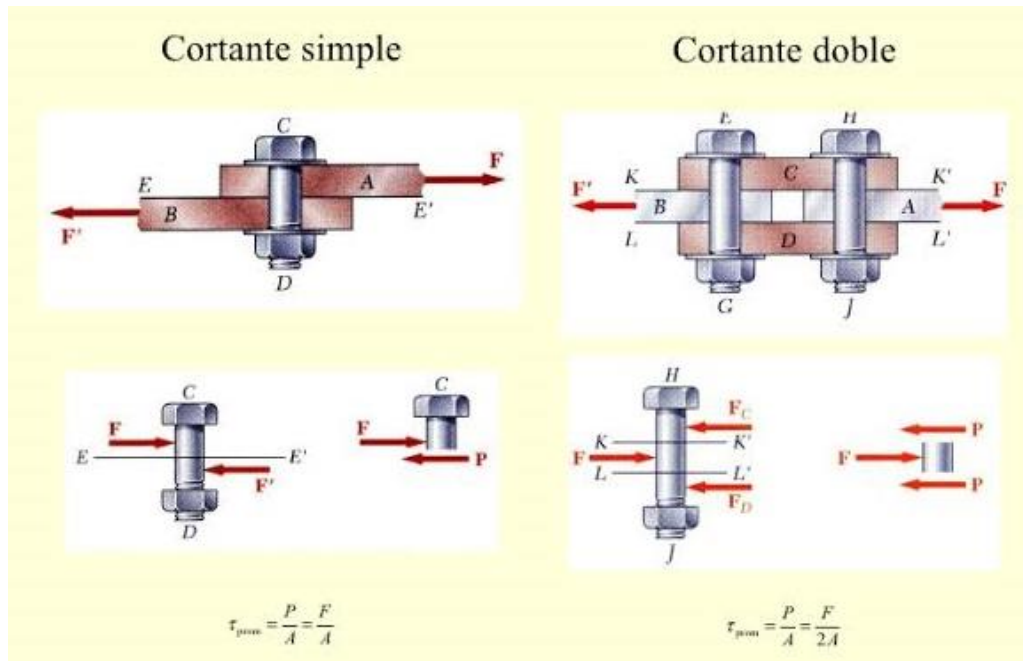


Imagen 52 Fórmulas de Esfuerzo cortante simple y doble en pasadores.

Fuente: F. Beer, R. E. Jhonston y P. J. Cornwell, Mecánica Vectorial para Ingenieros: Dinámica, Santa Fe: Mc Graw Hill, 2010.

◆ Esfuerzo cortante Simple

Unión Tobillo:

Para los pasadores utilizados en la unión del pie (principal) y el talón el tipo de esfuerzo que soportarán los pasadores es del tipo Cortante Simple, como son 2 pasadores el esfuerzo se asume que se divide entre estos 2 puntos.

$$\text{Fuerza por unión} = \frac{1344,407 \text{ N}}{2} = 672,2035 \text{ N}$$

$$\text{Diámetro del pasador} = 5 \text{ mm}$$

$$\tau_{prom} = \frac{F}{A}$$

$$\tau_{prom} = 34,235 \text{ MPa}$$

El esfuerzo cortante promedio “ τ_{prom} ” del pasador es de 34,377 MPa lo que significa que el material el cual está hecho el pasador debe soportar como mínimo este valor.

◆ Esfuerzo Cortante Doble

Para la unión del Tobillo el tipo de esfuerzo cortante que soporta el pasador es del tipo “cortante doble”

$$\text{Fuerza aplicada} = 1344,407 \text{ N}$$

$$\text{Diámetro del pasador} = 10 \text{ mm}$$

$$\tau_{prom} = \frac{F}{2A}$$

$$\tau_{prom} = 8,558 \text{ MPa}$$

Del mismo modo anterior, el pasador debe poder soportar como mínimo 8,558 MPa debido a que este valor es el que teóricamente soportará el pasador.

4.8.7. VERIFICACIÓN DE PASADORES Y PERNOS

Para el análisis de comprobación de pernos, se simplificó el diseño, porque a mayor cantidad de elementos junto al mallado, excede la capacidad computacional con la que se trabaja, obteniendo el siguiente modelo.

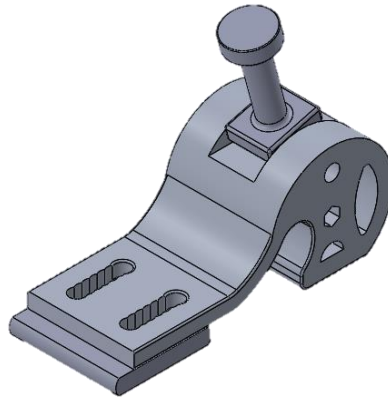


Imagen 53 Modelo simplificado del ensamble para la comprobación de pasadores y pernos

Fuente: Elaboración propia

◆ PASADOR

The screenshot displays the 'Comprobación de pasador/perno' (Pin/Bolt Verification) window. The tree view on the left shows a hierarchy: 'Necesita atención (0)', 'Aceptar (5)', 'Tornillo refrentado-1', 'Conector tipo Pasador-1', 'Tornillo refrentado-2', 'Tornillo refrentado-3', and 'Tornillo refrentado-4'. The 3D model shows a green stress distribution on the pin. A tooltip for 'Conector tipo Pasador-1' indicates 'Aceptar', 'FDS calculado: 6.21985', and 'FDS deseado: 2'. The settings panel on the right includes: 'Datos de resistencia' (checked), 'Zona del límite de tensión' set to 78.5 mm², 'Resistencia del pasador' set to 580 N/mm² (MPa), and 'Factor de seguridad' set to 2.

Imagen 54 Comprobación de pasadores, segundo estudio.

Fuente: Elaboración propia

Tabla 38 Cuadro de Fuerzas y momentos sobre los pasadores.

Nombre de estudio: Análisis estático 1

Conector: Todos los pasadores Unidades: SI

Tipo de conector: Pasador

Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante	Conector
Fuerza cortante (N)	106.64	-2074.3	0	2077	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Fuerza axial (N)	-0	-0	-31.855	-31.855	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Momento flector (N.m)	-8.2679	-0.36836	0	8.2761	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Torsión (N.m)	0	0	5.1619e-13	5.1619e-13	Conector tipo Pasador-1 Segmento 1
Fuerza cortante (N)	102.56	-1995	0	1997.6	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Fuerza axial (N)	-0	-0	-55.756	-55.756	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Momento flector (N.m)	-9.1277	-0.40667	0	9.1368	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2
Torsión (N.m)	0	0	3.402e-11	3.402e-11	Conector tipo Pasador-1 Segmento 2

Fuente: Elaboración propia

◆ PERNOS

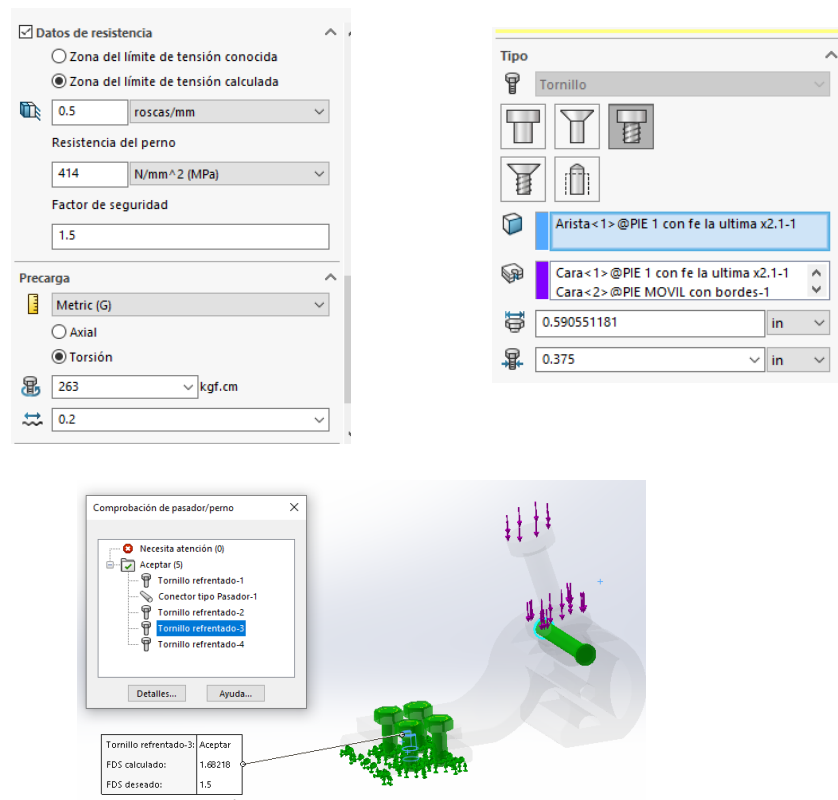


Imagen 55 Comprobación de pernos

Fuente: Elaboración propia

Tabla 39 Fuerzas y Momento que soportan los tornillos

Nombre de estudio: Análisis estático 1

Conector: Todos los pernos Unidades: SI

Tipo de conector: Tornillo

Tipo	Componente X	Componente Y	Componente Z	Resultante	Conector
Fuerza cortante (N)	-4.3028	0	0.22769	4.3088	Tornillo refrentado-1
Fuerza axial (N)	0	11282	0	11282	Tornillo refrentado-1
Momento flector (N.m)	-8.2679	-0.36836	0	8.2761	Tornillo refrentado-1
Fuerza cortante (N)	0.16601	0	-0.035399	0.16974	Tornillo refrentado-2
Fuerza axial (N)	0	11282	0	11282	Tornillo refrentado-2
Momento flector (N.m)	-0	-0	-55.756	-55.756	Tornillo refrentado-2
Fuerza cortante (N)	-4.2743	0	-0.445	4.2974	Tornillo refrentado-3
Fuerza axial (N)	0	11282	0	11282	Tornillo refrentado-3
Momento flector (N.m)					Tornillo refrentado-3
Fuerza cortante (N)	0.077305	0	-0.12607	0.14788	Tornillo refrentado-4
Fuerza axial (N)	0	11282	0	11282	Tornillo refrentado-4
Momento flector (N.m)					Tornillo refrentado-4

Fuente: Elaboración propia

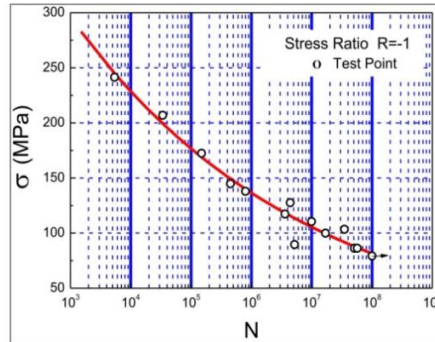
Los valores obtenidos del análisis de comprobación de pernos y pasadores, se comprueba que los elementos de unión (entre el pie fijo y móvil) no fallan, tampoco el pasador (tobillo y pie fijo), mostrando factores de seguridad de 1,68 y 6,21 respectivamente.

4.9. ANÁLISIS DE FATIGA DE LA PIEZA

◆ Materiales

Curvas SN para el Aluminio 6061 [45]

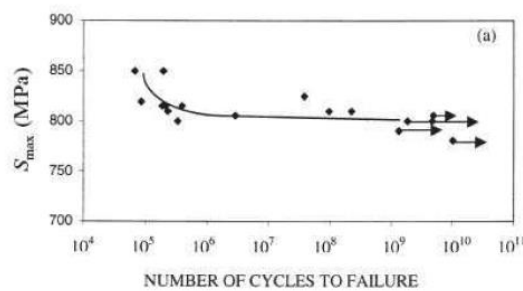
Gráfica 27 Curva S-N para el Aluminio 6061.



Fuente: B. Malek, C. Mabru y M. Chaussmier, «Study and modelling of aluminum behavior,» *MATEC Web of Conferences* , vol. I, nº 168, p. 7, 2018.

Curva S-N para el Acero ASTM A232 [46]

Gráfica 28 Curva S-N para el Acero ASTM A232



Fuente: V. Kazymyrovych, *Very high cycle fatigue*, Karlstads, 2009.

Propiedades Tablas y curvas Curvas SN de fatiga Apariencia Rayado Personá

Origen
 Interpolar: Log-log
 Definir: Curva-0(R=-1)
 Derivar de módulo elástico del material:
 Basado en curvas de acero austenítico ASME
 Basado en curvas de acero al carbono ASME
 Definir la ecuación de fatiga S-N (para análisis de fatiga de vibración aleatorio)

Datos de tabla
 Factor de tensión (R): -1 Unidades: N/mm² (MPa)

Puntos	N	S
1	1000000	850
2	2000000	835
3	3000000	820
4	10000000	805
5	100000000	800
6	1000000000	800
7	10000000000	800
8		

Ver todo

Archivo Ver Guardar

Imagen 56 Valores de la tabla S-N agregados a la biblioteca de SolidWorks para el Acero ASTM A232

Fuente: Elaboración propia

◆ Resultados

1) Daño:

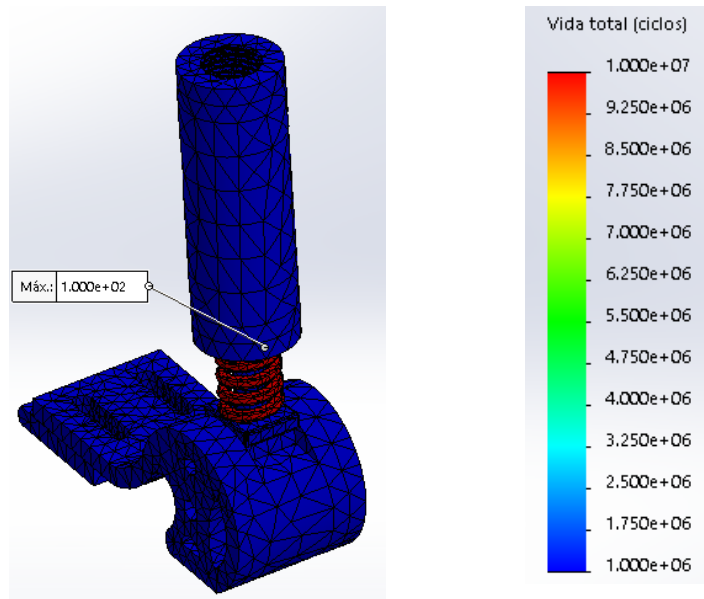


Imagen 57 Resultados de daños al ensamble durante la simulación de fatiga

Fuente: Elaboración propia

El daño que soporta el ensamble tras un ciclo infinito ($1e6$) es de 100, en el mismo punto de concentración de esfuerzos encontrado en el estudio estático, en la unión entre el tobillo y la caña.

2) Vida:

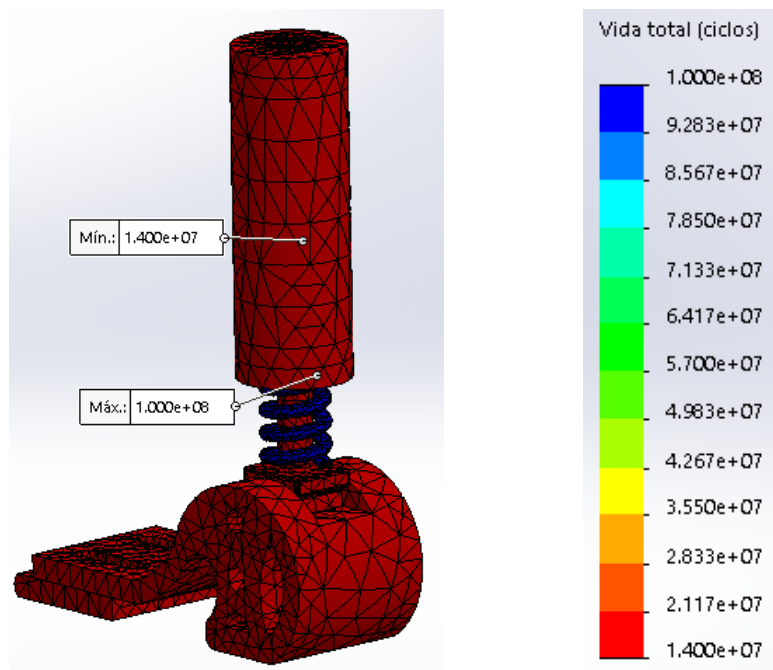


Imagen 58 Resultado de la vida del ensamble durante la simulación de Fatiga.

Fuente: Elaboración propia

La vida a fatiga obtenida tras la simulación demuestra que el mínimo ciclo de fatiga para el ensamble es de $1e+8$, localizado en la unión del talón con la caña, siendo un punto de concentrador de esfuerzos por el chaflán de este.

3) Factor de carga

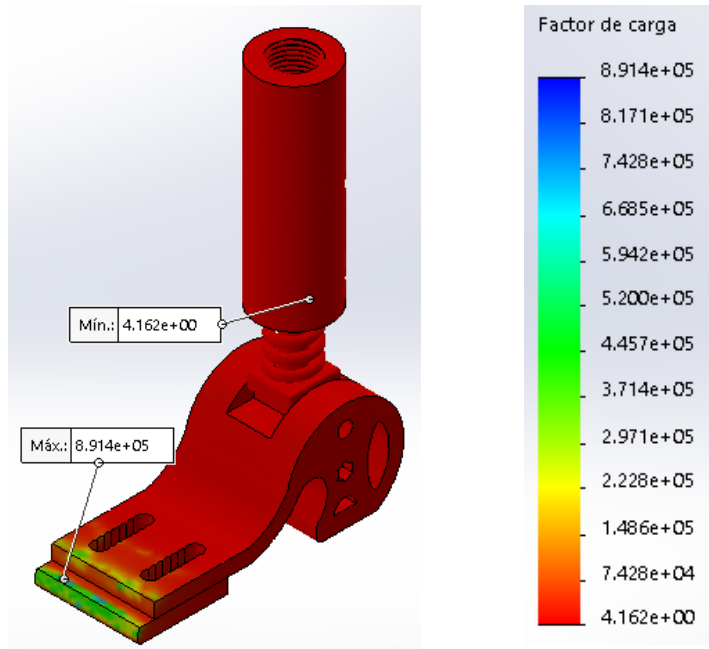


Imagen 59 Resultado del Factor de Carga del ensamble durante la simulación de fatiga

Fuente: Elaboración propia

El factor de carga mínimo fue de 4.162 localizado en el contacto del tobillo con la caña fija, debido a la geometría de concentrador de esfuerzos.

4.10. EVALUACIÓN ECONÓMICA

ANÁLISIS DE COSTOS UNITARIOS DE FABRICACIÓN DE ELEMENTOS DE MÁQUINA

ELEMENTO: CAÑA MÓVIL

UNIDAD: 01 PIEZA

Tabla 40 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
Fundidora	5	S/80,00	S/400,00	S/112,50
Molde	0,5	S/25,00	S/12,50	S/12,50
Enfriamiento	2	S/10,00	S/20,00	S/20,00
Torno	1	S/15,00	S/15,00	S/15,00
Refrentado	0,2	S/15,00	S/3,00	
Cilindrado	0,5	S/15,00	S/7,50	
Rosca	0,3	S/15,00	S/4,50	
SUBTOTAL				S/160,00

Fuente: Elaboración propia

Tabla 41 Personal encargado de la fabricación de la pieza

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA/ HORA	COSTO
Operario (Fundición)	5	S/5,00	S/25,00
Ayudante (Fundición)	5	S/3,50	S/17,50
Operario (Torno)	1	S/5,00	S/5,00
Ayudante (Torno)	1	S/3,50	S/3,50
SUBTOTAL			S/51,00

Fuente: Elaboración propia

Tabla 42 Material utilizado durante la fabricación de la pieza

MATERIALES				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
Aluminio 6061	Kg	0,13	S/5,10	S/0,66

Fuente: Elaboración propia

Tabla 43 Costo de fabricación de la pieza

TOTAL DE COSTOS	S/211,66
IGV (18%)	S/38,10
PRECIO	S/249,76

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Autor Propio

ANÁLISIS DE COSTOS UNITARIOS DE FABRICACIÓN DE ELEMENTOS DE MÁQUINA

ELEMENTO: CAÑA FIJA

UNIDAD: 01 PIEZA

Tabla 44 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
Fundidora	5	S/80,00	S/400,00	S/125,00
Molde	1	S/25,00	S/25,00	S/25,00
Enfriamiento	2	S/10,00	S/20,00	S/20,00
Torno	2	S/15,00	S/30,00	S/30,00
Refrentado	0,1	S/15,00	S/1,50	
Chaflan	0,2	S/15,00	S/3,00	
Cilindrado	1,2	S/15,00	S/18,00	
Rosca	0,5	S/15,00	S/7,50	
Fresadora	0,5	S/15,00	S/7,50	S/7,50
Perforación	0,5	S/15,00	S/7,50	
SUBTOTAL:				S/207,50

Fuente: Elaboración propia

Tabla 45 Personal encargado de la fabricación de la pieza

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA/ HORA	COSTO
Operario	5	S/5,00	S/25,00
Ayudante	5	S/3,50	S/17,50
Operario (Torno)	1	S/5,00	S/5,00
Ayudante (Torno)	1	S/3,50	S/3,50
Operario	0,5	S/5,00	S/2,50
Ayudante	0,5	S/3,50	S/1,75
SUBTOTAL			S/55,25

Fuente: Elaboración propia

Tabla 46 Material utilizado durante la fabricación de la pieza

MATERIAL				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
Aluminio 6061	Kg	0,27	S/5,10	S/1,38

Fuente: Elaboración propia

Tabla 47 Costo de fabricación de la pieza

TOTAL DE COSTOS	S/264,13
IGV (18%)	S/47,54
PRECIO	S/311,67

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Autor Propio

ANÁLISIS DE COSTOS UNITARIOS DE FABRICACIÓN DE ELEMENTOS DE MÁQUINA

ELEMENTO: PIE (PRINCIPAL)

UNIDAD: 01 PIEZA

Tabla 48 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
Fundidora	5	S/80,00	S/400,00	S/200,00
Molde	4	S/25,00	S/100,00	S/100,00
Enfriamiento	2	S/10,00	S/20,00	S/20,00
Cepillo	3	S/15,00	S/45,00	S/45,00
Abertura superior	2	S/15,00	S/30,00	
Acabados	1	S/15,00	S/15,00	
Fresadora	2	S/15,00	S/30,00	S/30,00
Agujeros	2	S/15,00	S/30,00	
Soldadura	0,2	S/10,00	S/2,00	S/2,00
Soldar	0,2	S/10,00	S/2,00	
SUBTOTAL				S/397,00

Fuente: Elaboración propia

Tabla 49 Personal encargado de la fabricación de la pieza

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA/ HORA	COSTO
Operario (Fundición)	5	S/5,00	S/25,00
Ayudante (Fundición)	5	S/3,50	S/17,50
Operario (Cepillo)	3	S/5,00	S/15,00
Ayudante (Cepillo)	3	S/3,50	S/10,50
Operario (Fresadora)	0,5	S/5,00	S/2,50
Ayudante (Fresadora)	0,5	S/3,50	S/1,75
Operario (Soldadura)	0,2	S/5,00	S/1,00
Ayudante (Soldadura)	0,2	S/3,50	S/0,70
SUBTOTAL			S/73,95

Fuente: Elaboración propia

Tabla 50 Material utilizado durante la fabricación de la pieza

MATERIAL				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
Aluminio 6061	Kg	0,548	S/5,10	S/2,79

Fuente: Elaboración propia

Tabla 51 Costo de fabricación de la pieza

TOTAL DE COSTOS	S/473,74
IGV (18%)	S/85,27
PRECIO	S/559,02

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Autor Propio

ANÁLISIS DE COSTOS UNITARIOS DE FABRICACIÓN DE ELEMENTOS DE MÁQUINA

ELEMENTO: PIE MÓVIL

UNIDAD: 01 PIEZA

Tabla 52 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
Fundidora	5	S/80,00	S/400,00	S/125,00
Molde	1	S/25,00	S/25,00	S/25,00
Enfriamiento	2	S/10,00	S/20,00	
Fresadora	3	S/15,00	S/45,00	S/45,00
Agujeros	3	S/15,00	S/45,00	
Torno	1,5	S/15,00	S/22,50	S/22,50
Roscas	1	S/15,00	S/15,00	
Cilindrado	0,5	S/15,00	S/7,50	
Soldadura	1	S/10,00	S/10,00	S/10,00
Soldar	1	S/10,00	S/10,00	
SUBTOTAL				S/227,50

Fuente: Elaboración propia

Tabla 53 Personal encargado de la fabricación de la pieza

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA/ HORA	COSTO
Operario (Fundición)	5	S/5,00	S/25,00
Ayudante (Fundición)	5	S/3,50	S/17,50
Operario (Fresadora)	3	S/5,00	S/15,00
Ayudante (Fresadora)	3	S/3,50	S/10,50
Operario (Torno)	1,5	S/5,00	S/7,50
Ayudante (Torno)	1,5	S/3,50	S/5,25
Operario (Soldadura)	1	S/5,00	S/5,00
Ayudante (Soldadura)	1	S/3,50	S/3,50
SUBTOTAL			S/89,25

Fuente: Elaboración propia

Tabla 54 Material utilizado durante la fabricación de la pieza

MATERIAL				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
Aluminio 6061	Kg	0,28	S/5,10	S/1,43

Fuente: Elaboración propia

Tabla 55 Costo de fabricación de la pieza

TOTAL DE COSTOS	S/318,18
IGV (18%)	S/57,27
PRECIO	S/375,45

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Autor Propio

ANÁLISIS DE COSTOS UNITARIOS DE FABRICACIÓN DE ELEMENTOS DE MÁQUINA

ELEMENTO: TOBILLO

UNIDAD: 01 PIEZA

Tabla 56 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
Fundidora	5	S/80,00	S/400,00	S/137,50
Molde	1,5	S/25,00	S/37,50	S/37,50
Enfriamiento	2	S/10,00	S/20,00	S/20,00
Fresadora	1,5	S/15,00	S/22,50	S/22,50
Agujeros	1,5	S/15,00	S/22,50	
Soldadura	0,2	S/10,00	S/2,00	S/2,00
Soldar	0,2	S/10,00	S/2,00	
SUBTOTAL				S/219,50

Fuente: Elaboración propia

Tabla 57 Personal encargado de la fabricación de la pieza

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA/ HORA	COSTO
Operario	5	S/5,00	S/25,00
Ayudante	5	S/3,50	S/17,50
Operario	1,5	S/5,00	S/7,50
Ayudante (Fresadora)	1,5	S/3,50	S/5,25
Operario	0,2	S/5,00	S/1,00
Ayudante (Soldadura)	0,2	S/3,50	S/0,70
SUBTOTAL			S/56,95

Fuente: Elaboración propia

Tabla 58 Material utilizado durante la fabricación de la pieza

MATERIAL				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
Aluminio 6061	Kg	0,08	S/5,10	0,407616

Fuente: Elaboración propia

Tabla 59 Costo de fabricación de la pieza

TOTAL DE COSTOS	S/276,86
IGV (18%)	S/49,83
PRECIO	S/326,69

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Autor Propio

ANÁLISIS DE COSTOS UNITARIOS DE FABRICACIÓN DE ELEMENTOS DE
MÁQUINA

PROYECTO: DISEÑO DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL REGULABLE EN
PACIENTES DE 8 A 12 AÑOS PARA RUTINAS DE MARCHA NORMAL A BAJO
COSTO

ELEMENTO: RESORTE

UNIDAD: 01 PIEZA

MONEDA: NUEVO SOL

Tabla 60 Cotización del Resorte

COSTO COTIZACIÓN		
150	Unidades	S/200,00
1	Und	S/1,33
1000	Unidades	S/300,00
1	Und	S/0,30

Fuente: Elaboración propia

ANÁLISIS DE COSTOS UNITARIOS DE FABRICACIÓN DE ELEMENTOS DE MÁQUINA

ELEMENTO: PIN DE UNIÓN

UNIDAD: 01 PIEZA

Tabla 61 Equipos utilizados durante la fabricación de la pieza

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
Cortadora	0,2	S/10,00	S/2,00	S/2,00
Torno	0,1	S/15,00	S/1,50	S/1,50
Roscado	0,1	S/15,00	S/1,50	
Soldadura	0,1	S/10,00	S/1,00	S/1,00
Soldar	0,1	S/10,00	S/1,00	
SUBTOTAL				S/4,50

Fuente: Elaboración propia

Tabla 62 Personal encargado de la fabricación de la pieza

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA/HORA	COSTO
Operario (torno y cortadora)	0,3	S/5,00	S/1,50
Ayudante (Torno y cortadora)	0,3	S/3,50	S/1,05
Operario (Soldadura)	0,1	S/5,00	S/0,50
Ayudante (Soldadura)	0,1	S/3,50	S/0,35
SUBTOTAL			S/3,40

Fuente: Elaboración propia

Tabla 63 Material utilizado durante la fabricación de la pieza

MATERIAL				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
Acero Aleado	Kg	0,09802378	S/3,00	S/0,29

Fuente: Elaboración propia

Tabla 64 Costo de fabricación de la pieza

TOTAL DE COSTOS DIRECTOS	S/8,19
IGV (18%)	S/1,47
PRECIO	S/9,67

Fuente: Elaboración propia

Fuente: Autor Propio

4.10.1. Análisis del costo total de fabricación de elementos de máquinas

Tabla 65 Costo de fabricación de la prótesis.

ITEM	DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
1	CAÑA MOVIL	UND	1	S/249,76	S/249,76
2	CAÑA FIJA	UND	1	S/311,67	S/311,67
3	PIE (PRINCIPAL)	UND	1	S/559,02	S/559,02
4	PIE REGULABLE	UND	1	S/375,45	S/375,45
5	TOBILLO	UND	1	S/326,69	S/326,69
6	PINES DE UNIÓN	UND	1	S/9,67	S/9,67
7	RESORTE	UND	1	S/1,33	S/1,33
8	MUÑÓN	UND	1	S/606,60	S/606,60
				SUBTOTAL	S/2 440,19

Fuente: Elaboración propia

4.10.2. Análisis del costo del proyecto

Este análisis involucra el gasto total que requiere los conocimientos aplicados de ingeniería y el uso de herramientas para que el diseño se pueda llevar a cabo.

Tabla 66 Costo Total del Proyecto.

ITEM	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
1	DISEÑO DE INGENIERÍA	1	S/4 000,00	S/4 000,00
2	MOVILIZACIÓN	1	S/500,00	S/500,00
3	IMPRESIONES	1	S/300,00	S/300,00
4	ADQUISICIÓN DE SOFTWARE SOLIDWORKS	1	S/11 880,00	S/11 880,00
5	COMPRA DEL MATERIAL INCLUIDO TRANSPORTE	1	S/4 257,00	S/4 257,00
6	DIBUJO Y SIMULACIÓN EN SOLIDWORKS	1	S/3 000,00	S/3 000,00
7	COSTO TOTAL DE FABRICACIÓN	1	S/2 440,19	S/2 440,19
			TOTAL	S/26 377,19

Fuente: Elaboración propia

El costo total del Proyecto es de S/. 26377,19 (VEINTISÉIS MIL TRESCIENTOS SETENTA Y SIETE Y 19/100 NUEVOS SOLES) lo cual se halló sumando todos los costos implicados al desarrollo del mismo (impresiones, movilización, etc), también se tomó en cuenta el costo de adquisición del material “Aluminio 6061” y el costo de fabricación de la prótesis que fue de S/. 2440,19 (DOS MIL CUATROCIENTOS CUARENTA CON 19/100 NUEVOS SOLES). Así como los costos adheridos a la adquisición del Software SolidWorks y el uso del mismo.

4.10.3. Costo de la prótesis

Tabla 67 Costo de una prótesis comercial.

COSTO DE ADQUISICIÓN PRÓTESIS	
Prótesis	S/4 000,00
Pasajes (ida y vuelta en avión)	S/2 000,00
Pasajes (ida y vuelta en avión)	S/2 000,00
Total	S/8 000,00
Garantía de 1 año	
Mejoras	S/1 500,00
Socket Nuevo	S/606,60
Mantenimiento mínimo	S/2 106,60

Fuente: Elaboración propia

Tabla 68 Costo Socket.

Costo Socket	
Socket promedio	S/1 000,00
Económica	S/606,60
Costosa	S/2 359,00

Fuente: Elaboración propia

El costo promedio de una Prótesis infantil es de S/. 4000 (CUATRO MIL CON 00/100 NUEVOS SOLES) sin incluir los pasajes, estadía y comida del viaje hasta Lima, que en total puede llegar a sumar S/. 8000 o un poco más. La prótesis incluye una garantía de 1 año que cubre parte de los ajustes y algunos cambios en caso se necesite durante el uso, cualquier cambio o inconveniente debe ser pagado, una de las partes muy importantes en el uso es el Socket o encaje (unión entre muñón y prótesis), conforme el niño crezca el muñón también lo hará, por lo general este lo compran con unas tallas más grandes para prolongar su uso, sin embargo al cabo de un tiempo dejará de quedarle al paciente, el mínimo costo de un socket en el mercado vale \$180.00 dólares (S/. 606,6), sin embargo este presenta ciertos inconvenientes para el paciente, el socket promedio cuesta S/.1000. Sumando estos valores, pues luego de haber pasado el año de garantía la familia del paciente debería gastar por lo menos S/. 2106,6 cada 3 a 6 meses.

V. CONCLUSIONES

- ✓ Mediante la recopilación de medidas antropométricas en niños de 8 a 12 años, se delimitó las dimensiones que debe tener el diseño, la regulación del tamaño que debe cumplir durante los 4 años en el que el paciente pueda usar la prótesis de 10 cm, y el peso mínimo que debe tener la prótesis de 1,2662 Kg.
- ✓ El análisis cinemático y la recopilación de información sobre la marcha protésica, permitió crear un diseño único que soporte las cargas durante las rutinas de bipedestación; marcha normal y al subir o bajar escaleras, diseñando el mecanismo en base a la carga crítica de 1344,403 N, de este modo se definió un factor de seguridad de 2,5 para el diseño, en base a el estudio hecho por “M. BERBESI y M. SUESCUM, en su investigación Diseño de protesis transtibial infantil y validacion a través de pruebas de usuario, Medellin, 2009.”
- ✓ Usando el modelo de french y la matriz morfológica se desarrolló el prototipo para la prótesis, tomando en cuenta la máxima longitud de la caña es de 10 cm, considerando el promedio de las medidas del miembro inferior entre los 8 a 12 años de edad, el mecanismo escogido para la regulación fue un tornillo el cual junto a la caña fija permite graduar de manera exacta el tamaño de la prótesis; respecto del pie se tomó un diseño con 4 pernos de unión que permitirá graduar la longitud del pie 2 cm por tramo.
- ✓ Los resultados del análisis estático, están dentro del rango, pues se obtuvo un factor de seguridad mínimo de 4,8. Así mismo se observa el máximo esfuerzo que soporta el ensamble es de 109,3 MPa. El material utilizado en la prótesis fue el Aluminio 6061 y para el resorte se usó el Acero Aleado A232, cuyas propiedades físicas y mecánicas fueron las apropiadas para el diseño y cumplen los requerimientos de la prótesis.
- ✓ Este diseño es un producto nuevo, por lo que no se encuentra en el mercado nacional, se evaluó el costo de fabricación del producto arrojando una cantidad de S/. 2440,19, el cual es menor al costo de adquisición de una prótesis comercial la cual su precio promedio es S/.4000.

VI. RECOMENDACIONES

- Se recomienda, validar biomecánicamente el mecanismo, mediante pruebas de usuario, o mediante un software de biomecánico, por ejemplo OpenSim, el cual es un software libre creado por la universidad de Stanford, y su uso se basa en el estudio del movimiento del cuerpo humano, cuyos resultados brindarían una validación objetiva de la prótesis.
- Para una mejor ergonomía del diseño y durante el uso, se recomienda usar neumática en el sistema de graduación, de amortiguación y usar materiales compuestos para su fabricación, ya que existen materiales con las propiedades mecánicas adecuadas para su uso en prótesis.
- Se recomienda diseñar sockets a bajo costo, y que permitan la regulación del tamaño, para pacientes en etapa de crecimiento.

VII. REFERENCIAS

- [1] M. Vergara Paredes, M. Díaz Rodríguez, F. Rivas Echeverría y M. Restrepo Moná, *Diseño de dispositivos de rehabilitación y órtesis*, Mérida, Venezuela, 2017.
- [2] L. FARRO, R. TAPIA, L. BAUTISTA, R. MONTALVO y H. IRIARTE, «Características clínicas y demográficas del paciente amputado,» *Revista Médica Herediana*, vol. 23, n° 4, p. 4, 2012.
- [3] INEI, *Primera encuesta nacional especializada sobre discapacidad*, 2012.
- [4] O. C. a. F. S. M. A. González, *Amputación de extremidad inferior y discapacidad: Prótesis y rehabilitación.*, Barcelona : Masson, 2005.
- [5] M. F. BERBESI ESPINOSA y M. F. SUESCUM QUEZADA, *Diseño de prótesis transtibial infantil y validación a través de pruebas de usuario*, Medellín, 2009.
- [6] L. Broche-Vázquez, R. Sagaró-Zamora, C. Ochoa-Díaz y Padilha-, «Análisis cinemático y dinámico de prótesis transfemorales. Implicaciones clínicas,» *Revista de Ingeniería Mecánica*, vol. 19, n° 3, p. 157, 2016.
- [7] A. Hernández Castillo, M. Alvarez Camacho y F. Sanchez Arévalo, «Protocolo para el análisis funcional de prótesis para pacientes con amputación parcial de pie,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 34, n° 1, p. 107, 2013.
- [8] P. A. R. JEREZ, *Auto-percepción de la calidad de vida en pacientes con amputación de extremidad inferior.*, Guatemala, 2015.
- [9] J. Daza Lesmes, *Evaluación Clínico-Funcional del movimiento corporal humano*, Bogotá D.C., Colombia: Medica Internacional, 2007.
- [10] A. Lopez Diaz, J. C. Meza Gonzalez y E. S. Tapia Pedro, *Instrumentación de una prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral*, Mexico D.F., 2014.
- [11] p. Angeles, *Higiene Postural*, Ministerio de educación cultura y deporte.
- [12] «Ortopedia Ens Muller,» [En línea]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-inferior/transtibial/>. [Último acceso: 20 11 2018].
- [13] D. G. Smith, «Amputee Coalition,» [En línea]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-transtibial-amputations/>.
- [14] L. medina y U. Rafael, *Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial*, Sartenejas, 2006.
- [15] «Hanger Clinic "Empowering human Potencial",» [En línea]. Available: <http://www.hangerclinic.com/limb-loss/pediatric/Pages/Pediatric-Lower-Extremity-Prosthetics.aspx>. [Último acceso: 20 11 2018].

- [16] J. E. E. S. F. a. W. P. S. N. Berger, *Análisis de la marcha del amputado por debajo de la rodilla*.
- [17] Universidad de Antioquía, «Aprende en línea udea,» [En línea]. Available: <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/mod/book/tool/print/index.php?id=164140&chapterid=625>. [Último acceso: 20 09 2018].
- [18] P. N. Guerrero, *Análisis biomecánico del cuerpo humano mediante el procesamiento digital de imágenes*, Parná, 2018.
- [19] Solidworks, «Dassault Systemes,» 2010. [En línea]. Available: http://help.solidworks.com/2010/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/AnalysisBackground/StaticAnalysis/IDH_Analysis_Background_Linear_Static_Analysis.html?id=4be87a4961f2456b85d59fa998b3e9c8#Pg0. [Último acceso: 19 05 2019].
- [20] B. M. Hidalgo, «Iberisa,» [En línea]. Available: <http://www.iberisa.com/soporte/fatiga/intro.htm>.
- [21] D. Jaramillo Martínez, *Análisis de fatiga mediante el método de los elementos finitos*, Bilbao, 2016.
- [22] A. P. Gonzales, «Mecapedia,» 23 06 2014. [En línea]. Available: http://www.mecapedia.uji.es/criterio_de_von_Mises.htm.
- [23] R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. Gonzáles Muñoz, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*, Guadalajara, 2007.
- [24] J. H. Bowker y M. J. W., *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical and Prosthetic Principles*, Rosemont: Mosby, 1992.
- [25] J. Daza Lesmes, *Evaluación clínico funcional del movimiento humano*, Bogotá: Medica Internacional, 2007.
- [26] J. Dr. Villalobos Lopez y A. Dr. Parodi Carvajal, «Estandarización de valores cinemáticos en niños sanos,» *Revista mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*, vol. 17, nº 2, pp. 1-8, 2005.
- [27] A. Prado, *Higiene Postural*.
- [28] R. C. Miralles Marrero, *Biomecánica clínica del aparato locomotor*, Barcelona: Masson, 2000.
- [29] J. Perry, *Gait Analysis: Normal and pathological Function*, California: SLACK, 1992.
- [30] D. A. Boone, T. Kobayashi, T. G. Chou, A. K. Arabian, K. L. Coleman, M. S. Orenduff y M. Zhang, «Influence of malalignment on socket reaction moments

- during gait in amputees with transtibial prostheses,» *EL SEVIER* , vol. 37, p. 7, 2012.
- [31] M. J. Nederhand , E. H. F. Van Asseldonk , H. Van Der Kooij y H. S. Rietman , «Dynamic Balance Control (DBC) in a lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side,» *EL SEVIER*, vol. 27, nº 42-45, p. 6, 2011.
- [32] C. Gauthier-Gagnon, D. Gravel, H. St-Amand, C. Maurie y M. Goyette, «Changes in ground reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputations: a pilot study,» *JPO: Journal of Prosthetics and orthotics* , vol. 12, nº 3, pp. 72-76, 2000.
- [33] J. Xiaohong, L. Xiaobing, D. Peng y Z. Ming, «The influence of dynamic Transtibial prosthetic alignment on standing plantar foot pressure,» *Engineering in Medicine and Biology 27th annual conference*, vol. 7, p. 3, 2005.
- [34] S. Blumentritt, «A new biomedical method for determination of static prosthetic alignment,» *Prosthetic Orthosis Int.*, vol. 21, nº 2, pp. 107-113, 1997.
- [35] K. M. Flores Asencios, «Diseño preliminar de un dispositivo que complemente al simulador de marcha de la PUCP para reproducir los movimientos del miembro inferior del ser humano.,» PUCP, Lima, 2015.
- [36] K. A. Jeans, L. A. Karol, D. Cummings y K. Singhal, «Comparison of gait after syme and transtibial amputation in children,» *The journal of bone and joint surgery* , Vols. %1 de %296-A, nº 19, pp. 1-7, 2014.
- [37] H. Centono, D. Amarantini, L. Martin y F. Prince, «Kinematic and Kinetic Analysis of a stepping-in-Place task in below knee amputee children compared to able bodied children,» *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 15, nº 2, p. 8, 2007.
- [38] M. Nordin y V. H. Frankel, Basic biomechanics of the musculoskeletal system, Baltimore: Wolters Kluwer, 2012.
- [39] R. Lewallen, G. Dyck, A. Quanbury, K. Ross y M. Letts, «Gait kinematics in below knee child amputees: A force plate analysis,» *Journal of pediatric orthopedics*, vol. 6, nº 3, pp. 291-298, 1986.
- [40] N. Cross, Métodos de diseño: Estrategias para el diseño de productos, New York: Wiley, 2002.
- [41] K. T. Ulrich y S. D. Eppinger, Diseño y desarrollo de productos, Massachusetts: McGraw Hill, 2013.
- [42] R. L. Mott, «Diseño de elementos de máquinas,» Pearson, Mexico D.F., 2006.

- [43] «SaludyalgoMas.com,» [En línea]. Available: <http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>. [Último acceso: 19 09 2019].
- [44] J. A. Garcia Merino y C. E. Rodriguez Dávila, *Diseño de una prótesis transtibial amortiguada*, Mexico D.F., 2012.
- [45] B. Malek, C. Mabru y M. Chaussmier, «Study and modelling of anodized 2618 aluminum behavior,» *MATEC Web of Conferences* , vol. I, n° 168, p. 7, 2018.
- [46] V. Kazymyrovych, *Very high cycle fatigue*, Karlstads, 2009.
- [47] J. William D. Callister, *Ciencia e ingeniería de los materiales*, Utah: Reverté.
- [48] G. S. d. Pozo, «Urbanismo.com,» [En línea]. Available: <https://www.urbanismo.com/ingenieria-de-materiales/>.
- [49] O. M. Fernandez y A. G. Moreno, “*Amputación, desarticulación: Definición, indicadores; Niveles de amputación en miembro superior e inferior: Tipos.*”.
- [50] G. B. A. VILLALTA, *FABRICACIÓN DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL ENDOESQUELÉTICA TIPO KBM Y ORTESIS TIPO KAFO*, San Salvador, 2005.
- [51] R. I. Ordoñez Maciel, *Frecuencia de las alteraciones de la marcha en niños de 6-10 años obtenidas mediante la aplicación de un análisis cuantitativo de los parámetros espacio-temporales en estudiantes de 4° a 6° del turno matutino de la escuela primaria José Guadalupe Victoria*, Toluca: UNAM, 2014.
- [52] A. D. Torres Torres, *Simulación de la marcha del amputado Transtibial a Partir de los ajustes de Posición de la Prótesis*, Jose de Caldas, 2016.
- [53] C. L. Vaughan , B. Davis y J. C. O'Connor, *Dynamics of Human Gait*, South Africa: Kibofo, 1992.
- [54] Ministerio de Salud, «Tabla de valoración nutricional antropométrica de 5 a 19 años,» Lima, 2007.
- [55] M. I. Erazo Bravo y E. P. Mera Otoya, *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON AMORTIGUAMIENTO ACTIVO MEDIANTE LA INVESTIGACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE MATERIALES MAGNETOREOLÓGICOS BAJO DIFERENTES CAMPOS MAGNÉTICOS*, Latacunga, 2017.
- [56] F. Beer, R. E. Jhonston y P. J. Cornwell, *Mecánica Vectorial para Ingenieros: Dinámica*, Santa Fe: Mc Graw Hill, 2010.
- [57] j. Ospina y F. Serrano, «El paciente amputado: complicaciones en su proceso de rehabilitación,» *Revista Ciencias de la salud Bogotá* , vol. 7, n° 2, p. 10, 2009.

- [58] I. Group, «Irestal Group,» [En línea]. Available:
<http://data.irestal.com/files/files/2012030204152933979.pdf>. [Último acceso: 16 09 2019].
- [59] R. Del Aguila, «Portal de dibujo técnico,» Portal de dibujo Técnico, [En línea]. Available: http://dibujo.ramondelaguila.com/?page_id=2699. [Último acceso: 16 09 2019].
- [60] «Teknika 4,» Teknika 4 , [En línea]. Available:
<https://www.teknika4.com/es/aluminio-2618a-aluminio-2618>. [Último acceso: 18 09 2019].
- [61] L. Garcés Pérez, *Análisis biomecánico de las actividades de subir y bajar escaleras en personas con patologías de rodillas*, Valencia, 2016.
- [62] R. G. Budynas y N. J. Keith, *Diseño en ingeniería Mecánica de Shigley*, México D.F.: Mc Graw Hill, 2008.
- [63] INKA BOARDS PERÚ , «Inka boards Perú,» [En línea]. Available:
<https://inkabords.com/conversor-de-tallas-de-zapatos-peru/>. [Último acceso: 20 10 2019].

VIII. ANEXOS

Ver carpeta de anexos.