

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

Colegio de Ciencias e Ingenierías

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS
BIOMECÁNICA PARA UNA EXTREMIDAD INFERIOR HUMANA**

Dispositivo tecnológico.

Andrea Paola Granja Salazar

David Enrique Maigua Saravino

Ingeniería Mecánica

Trabajo de Titulación presentado como requisito
para la obtención del título de Ingeniero Mecánico

Quito, 19 de diciembre de 2018

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO USFQ

COLEGIO DE CIENCIAS E INGENIERÍAS

**HOJA DE CALIFICACIÓN
DE TRABAJO DE TITULACIÓN**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIOMECÁNICA
PARA UNA EXTREMIDAD INFERIOR HUMANA**

Andrea Paola Granja Salazar

David Enrique Maigua Saravino

Calificación:

Nombre del profesor, Título académico

Patricio Chiriboga P.h.D.

Firma del profesor

Quito, 19 de diciembre de 2018

Derechos de Autor

Por medio del presente documento certifico que he leído todas las Políticas y Manuales de la Universidad San Francisco de Quito USFQ, incluyendo la Política de Propiedad Intelectual USFQ, y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo quedan sujetos a lo dispuesto en esas Políticas.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma de los estudiantes: _____

Nombres y apellidos: **Andrea P. Granja Salazar**

Código: 00116955

Cédula de Identidad: 1003150529

Firma de los estudiantes: _____

Nombres y apellidos: **David E. Maigua Saravino**

Código: 00102703

Cédula de Identidad: 1003820386

Lugar y fecha: Quito, 19 de diciembre de 2018

DEDICATORIA

David Maigua:

Este trabajo está dedicado principalmente a mi familia y a todas las personas que aportaron con sus conocimientos para que esta investigación se lleve a cabo con mucho esmero. Además, va dedicada para las nuevas generaciones que tienen el interés de entregar su energía para ayudar a las personas y buscar soluciones a las discapacidades.

Andrea Granja:

Dedico principalmente a mis padres (Iván y Paola) y a mi hermana Paula por estar conmigo en las buenas y en las malas apoyándome en lo que sea. Además, dedico a mi tía Ismeria por sus consejos que me ayudaron a llegar a lograr este objetivo que me plantee. Además, a mi abuelita Nilda por creer en mi y enseñarme a ser quien soy . Por ultimo te dedico a ti Chiquita por haberme inspirado a estudiar esta carrera para solucionar el problema de tus patitas.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos todo el apoyo y fe que dedicaron nuestras familias en nosotros para lograr este trabajo de titulación. Además, agradecemos infinitamente a nuestro mentor y director de tesis Patricio Chiriboga, quien con mucha paciencia y dedicación pudo guiarnos de la mejor manera para obtener un buen trabajo. Por otro lado, agradecemos la colaboración de diferentes profesores de la Universidad San Francisco de Quito en brindarnos información de diferentes áreas tales como: física, electrónica, mecánica, medicina, entre otros. Por último, agradecemos la colaboración de la Fundación Hermano Miguel y a sus técnicos especializados en prótesis y órtesis quienes brindaron sus ideas conocimientos generosamente por una noble causa.

RESUMEN

Durante los últimos años, los avances tecnológicos de prótesis para personas sometidas a amputaciones han ido desarrollándose y ganando el interés de investigadores de varios campos, los cuales buscan el mayor rendimiento de los dispositivos de tal manera que se adapten a los pacientes cómodamente. El objetivo de esta investigación se basa en desarrollar un mecanismo de prótesis para una persona de amputación transtibial que cubra todas las discapacidades, tomando en cuenta aquellos factores limitantes que dificultan la movilidad del individuo. Cuando se refiere a una amputación transtibial el corte de la amputación es por debajo de la rodilla, es decir, en el hueso de la tibia. De esta manera, en este proyecto de titulación se analizan los diferentes materiales para la construcción de una prótesis transtibial a fin de que cumplan con los parámetros de resistencia a fatiga y estáticos al cual van a ser sometidos. Además, debe cumplir con los siguientes requerimientos: comodidad, el peso, funcionalidad y el acople del mismo. Los resultados explican los recursos que se utilizan para la generación del movimiento óptimo entre la rodilla, tobillo y pie. Después de discutir los fundamentos teóricos detrás de la elaboración de una prótesis para miembro inferior, se desarrolla un procesamiento óptimo que conlleve a fabricar todo el sistema del dispositivo considerando el análisis de cálculos matemáticos y selección de alternativas de diseño. La prótesis puede considerarse un buen soporte para ayudar a una persona a recuperar la imagen corporal de sí mismo mediante un proceso de rehabilitación física para una reintegración social. Debido a la alta cantidad de amputaciones en el mundo, la investigación en el tratamiento protésico han ido progresando constantemente y se espera que a futuro las prótesis humanas puedan ser parte del organismo y funcionar con total normalidad (Pitkin, 1997).

ABSTRACT

In recent years, technological advances, prosthetics for people and amputations have been developing and gaining the interest of different scientists. They seek the highest performance of these devices so that they can adapt to patients with comfort. The objective of this research is to develop a prosthesis mechanism for transtibial amputation that covers all the patient's disabilities, taking into account the limiting factors that hinder the mobility of the individual. In addition, a prosthetic allows to compensate the loss of a limb, thus to improve the natural gait and achieve the same level of autonomy before amputation. For a transtibial prosthesis the cut of the amputation is below the knee. In this thesis investigation, the different materials for the construction of a transtibial prosthetic are analyzed to comply with the requirements of resistance, fatigue and static at any time. In addition, the following parameters must comply with comfort; weight, functionality and the socket should be coupled. The results explain the resources that are used for the regeneration of the optimal movement between the knee, the ankle and the foot. After analyzing the theoretical foundations for the elaboration of a lower prosthetic, a good service is carried out so that everything is developed in the system of the device for the mathematical analysis and the selection of design alternatives. The prosthetic can be helpful, eventually also helping in reintegration. Due to the high number of amputations in the world, research in prosthetic treatment has been progressing steadily and it is expected that future human prosthetics are part of the organism and normal functionality (Pitkin, 1997).

Keywords: Trans-tibial prosthesis, Robotics, Biomechanics, Mechanism

TABLA DE CONTENIDO

DEDICATORIA	4
RESUMEN	6
ABSTRACT	7
Índice de tablas	10
Índice de Figuras.....	11
Introducción.....	14
1. Capítulo 1: Marco Teórico.....	17
1.1 Prótesis en humanos	17
1.2 Clasificación	20
1.2.1 Miembros Superiores	21
1.2.2 Miembros Inferiores	22
1.3 Aplicaciones de prótesis	25
3.3 Biomecánica de la marcha del ser humano	27
1.4 Biomecánica del tobillo	30
1.5 Anatomía del miembro inferior.	34
1.7.1 Áreas sensibles a la presión.....	38
1.7.2 Alineación Estática	39
1.7.3 Trabajo de empuje protésico	43
1.7.4 Análisis Cinemático	44
1.8 Normas de seguridad para Prótesis	45
1.8.1 Materiales.....	47
1.8.2 Consideraciones de peso y masa	48
Capítulo 2. Diseño.....	50
2.1 Selección de alternativas de diseño	50
2.1.1 Alternativas para el encaje	51
2.1.2 Alternativas para la parte electrónica	53
2.1.3 Alternativas para el mecanismo del pie.....	57
2.2 Selección de alternativas	64
2.2.1 Selección de encaje	64
2.2.2 Selección del mecanismo del pie	65
2.2.3 Selección de la parte electrónica	66
2.2.4 Selección de Materiales.	67
2.3 Esquema general de la prótesis y Diagrama de Cuerpo Libre.....	68
2.4 Diseño analítico.....	74
2.5 Modelo CAD.....	95
2.6 Simulaciones	101
2.6.1 Simulación de movimiento.....	101
2.6.2 Simulación con cargas estáticas.....	102
2.6.3 Cálculos de factores de seguridad en base a las simulaciones	110
Capítulo 3. Construcción y pruebas.....	120
3.1 Descripción de los componentes.....	120
3.2 Fabricación de los componentes.....	127
3.3 Diseño del circuito.	134
3.3.1 Ubicación del sensor	136

3.4 Edición de las piezas para acoplar al diseño	137
3.4.1 Modificación del pie de fibra de carbono.....	138
3.5 Pruebas realizadas para la construcción de la prótesis	139
3.5.1 Pruebas para verificar la eficiencia del actuador lineal.....	139
3.5.2 Pruebas del sensor y del circuito del actuador lineal	140
3.5.3 Prueba del socket y altura de la prótesis	141
3.5.4 Pruebas de la prótesis con los componentes electrónicos.	141
Capítulo 4. Discusión y Resultados	144
Capítulo 5. Conclusiones y recomendaciones	149
Referencias bibliográficas	153
Anexo A: Gestión de proyectos	157
Anexo B: Análisis FEM del hueso de la Tibia	159
Anexo C: Cálculos de torque y fuerza	164

Índice de tablas

Tabla 1: Clasificación de prótesis.....	20
Tabla 2: Análisis de precios de la fibra de carbono y de vidrio.....	59
Tabla 3: Análisis de precios de la impresión 3D.....	59
Tabla 4: Análisis de precios de metales.....	60
Tabla 5: Análisis de propiedades mecánicas de las opciones de metales.....	62
Tabla 6: Análisis de las propiedades mecánicas de compuestos.....	63
Tabla 7: Comparación de la densidad (Callister 657,2013).....	64
Tabla 8: Selección de alternativas de ajuste.....	65
Tabla 9: Selección de alternativas de mecanismo del pie.....	65
Tabla 10: Selección de alternativas de la parte electrónica, Salidas.....	66
Tabla 11: Entradas de la parte electrónica.....	67
Tabla 12: Selección de materiales.....	68
Tabla 13: Inercias, Áreas y dimensiones.....	75
Tabla 14: Suma de esfuerzos.....	78
Tabla 15: Análisis estático.....	78
Tabla 16: Cálculo del límite de resistencia a fatiga.....	79
Tabla 17: Esfuerzos máximos y mínimos.....	80
Tabla 18: Factor de superficie.....	81
Tabla 19: Factor de tamaño.....	82
Tabla 20: Factor de modificación de carga.....	83
Tabla 21: Factores y cálculo del límite de resistencia a fatiga de una viga rotatoria.....	85
Tabla 22: Factor de seguridad a fatiga.....	85
Tabla 23: Materiales y piezas.....	100
Tabla 24: Factores de seguridad estáticos.....	111
Tabla 25: Limite de resistencia a fatiga.....	113
Tabla 26: Valores de Von Misses y carga mínima.....	114
Tabla 27: Factor de superficie.....	115
Tabla 28: Factor de tamaño.....	116
Tabla 29: Factor de modificación de carga.....	116
Tabla 30: Resistencia a la fatiga.....	118
Tabla 31: Factores de seguridad a fatiga.....	119
Tabla 32: Diagrama de Grantt.....	157
Tabla 33: Gastos realizados.....	158
Tabla 34: Gastos planeados.....	158
Tabla 35: Datos para la simulación.....	160
Tabla 36: Características de la caja de engranajes.....	167

Índice de Figuras

Figura 1: Prótesis exoesquelética	18
Figura 2: Línea de carga.....	20
Figura 3: Prótesis de desarticulación de hombro	21
Figura 4: Prótesis de desarticulación de codo.....	22
Figura 5: Prótesis de desarticulación de muñeca	22
Figura 6: Prótesis Transfemoral	23
Figura 7: Prótesis Transtibial	24
Figura 8: Prótesis de pie.....	24
Figura 9: Biomecánica Medica	25
Figura 10: Biomecánica deportiva	26
Figura 11: Biomecánica ocupacional.....	27
Figura 12: Biomecánica de la marcha de un ser humano.....	28
Figura 13: Esquema de la biomecánica de la marcha del ser humano.....	30
Figura 14: Tobillo y los ligamentos laterales	31
Figura 15: Diagrama de los movimientos del tobillo	31
Figura 16: Eje de rotación de la articulación de Tobillo.	32
Figura 17: Ejes de rotación en el plano transversal	33
Figura 18: Huesos de la pierna	34
Figura 19: Peroné y tibia	35
Figura 20: Músculos de la parte inferior	36
Figura 21: Huesos del Pie	36
Figura 22: Movimientos	37
Figura 23: Zonas de sensibilidad de presión	39
Figura 24: Zonas de tolerancia a la presión	39
Figura 25: Vista frontal de alineación estática	40
Figura 26: Vista frontal y posterior de desviación derecha.....	41
Figura 27: Vista frontal y derecha de la desviación izquierda.....	41
Figura 28: Desviación por flexión planar	42
Figura 29: Desviación por flexión dorsal	42
Figura 30: Perfiles de potencia mecánica	43
Figura 31: Trabajo de transición paso a paso	44
Figura 32: Torque vs ángulo de rodilla para amputación transtibial	45
Figura 33: Movimiento de la rodilla.....	47
Figura 34: Movimiento del tobillo	47
Figura 35: Opción uno de ajuste	52
Figura 36: Opción dos de ajuste	53
Figura 37: Pistón neumático	54
Figura 38: Actuador lineal	55
Figura 39: MyoWare Muscle Sensor.	56
Figura 40: Alternativa 4, sensor de presión.	57
Figura 41: Opción uno para el mecanismo del tobillo	57
Figura 42: Opción dos para el mecanismo del pie.....	58
Figura 43: Numeración de piezas.....	69
Figura 44: DLC del Socket.....	69
Figura 45: DLC Pieza (2).....	70

Figura 46: DLC de pieza superior.....	70
Figura 47: DLC de la pieza de ajuste.....	71
Figura 48: DLC Acople del Actuador lineal.....	71
Figura 49: DCL del Actuador Lineal.....	72
Figura 50: Unión de acero.....	72
Figura 51: DLC del Tobillo.....	73
Figura 52: DLC el eslabón.....	73
Figura 53: DLC del pie.....	74
Figura 54: Dimensiones de la pieza.....	82
Figura 55: Ciclos de vida.....	86
Figura 56:Fuerzas que actúan en el tobillo.....	88
Figura 57:Fuerzas que actúan en las etapas más importantes de un paso.....	89
Figura 58:Fuerzas de reacción con el suelo al caminar.....	90
Figura 59: Grados de variación del tobillo.....	91
Figura 60: Análisis de variación angular del tobillo.....	91
Figura 61: Mecanismo básico del tobillo de la prótesis.....	92
Figura 62: Comportamiento del mecanismo cuando empuja el pistón.....	93
Figura 63: Comportamiento del mecanismo cuando se comprime el pistón.....	94
Figura 64: Primer diseño del mecanismo.....	96
Figura 65: Segundo Diseño.....	97
Figura 66: Diseño de riel para el pistón.....	98
Figura 67: Diseño de eslabones.....	98
Figura 68: Modelo CAD Final.....	99
Figura 69: Despiecé de diseño final.....	100
Figura 70: Simulación de Movimiento del tobillo.....	102
Figura 71: Simulación del Socket.....	103
Figura 72: Simulación de la parte interna del socket.....	103
Figura 73: Simulación estática de la pieza Pirámide.....	104
Figura 74: Lugar de Von misses.....	104
Figura 75: Simulación del adaptador tubular.....	105
Figura 76: Puntos donde es máximo el Von Misses.....	105
Figura 77: Extensión del actuador lineal.....	106
Figura 78: Máximo Von Misses.....	106
Figura 79: Adaptador tubular inferior.....	106
Figura 80: Máximo Von Misses.....	107
Figura 81: Tobillo articulado.....	107
Figura 82: Mayor Von Misses.....	108
Figura 83: Eslabón en compresión.....	108
Figura 84 : Eslabón a tensión.....	109
Figura 85: Pie articulado de fibra de carbono.....	110
Figura 86: Máximo Von Misses.....	110
Figura 87: Carga repetida.....	112
Figura 88: Dimensiones de la pieza a analizar.....	115
Figura 89: Pie articulado de fibra de carbono.....	121
Figura 90: Tobillo articulado de fibra de carbono.....	122
Figura 91: Eje metálico del tobillo.....	122
Figura 92: Pirámide.....	123
Figura 93: Adaptador tubular de titanio.....	124
Figura 94: Adaptador tubular de acero.....	124

Figura 95: Actuador lineal.....	125
Figura 96: Caja de engranes.....	126
Figura 97: Caja de engranes.....	126
Figura 98: Parte del tornillo sin fin.....	127
Figura 99: Fines de Carrera.....	127
Figura 100: Toma del molde negativo del muñón.	129
Figura 101: Obtención del yeso.....	130
Figura 102: Escaneo del yeso.....	130
Figura 103: Datos obtenidos del scanner.	131
Figura 104: Obtención del muñón en 3D	131
Figura 105: Proceso de fabricación del socket de prueba.....	132
Figura 106: Cono de acople al muñón.....	133
Figura 107: Elaboración del socket.....	134
Figura 108: Esquema del circuito.	135
Figura 109: Esquema del módulo L298N.	135
Figura 110: Módulo HX711.	136
Figura 111: Ubicación del sensor.....	137
Figura 112: Modificación de la pieza.	138
Figura 113: Modificación del pie de fibra de carbono.....	138
Figura 114: Pruebas iniciales.....	139
Figura 115: Ubicación del actuador lineal	140
Figura 116: Pruebas del sensor en el brazo.....	140
Figura 117: Prueba del socket y la altura del paciente.....	141
Figura 118: Prueba con componentes electrónicos.....	142
Figura 119: Prueba de la prótesis con el paciente.....	143
Figura 120: Anatomía esquelética de la pierna.....	159
Figura 121: Distribución de carga sobre la tibia	160
Figura 122: Distribución de carga sobre la superficie superior.	161
Figura 123 Esfuerzo de von Mises.	162
Figura 124:Resultado de desplazamientos U.	162
Figura 125: Alteración de posición al someterse a carga.....	163
Figura 126: Fuerzas que actúan en el tobillo.....	164
Figura 127: Análisis del par de tensión de un tornillo sin fin	165
Figura 128: Arreglo de engranajes del actuador lineal	166

Introducción

Durante años la fabricación de prótesis y equipos ortopédicos en cuanto a extremidades inferiores ha sido un tema importante de investigación. Se puede afirmar que para cualquier ser vivo es sumamente importante el poder desplazarse de un lugar a otro e incluso es parte de su supervivencia. Desde la prótesis más antigua encontrada en Egipto y que data del siglo XVI y XI (Pardo & Latorre, 2016, p. 1-8) hasta la prótesis de última generación de brazo (I-Limb) que es controlada por medio de comandos de voz y señales musculares (Bandara , Gopura, Hemapala, & Kiguchi, 2016). Generalmente las amputaciones de extremidades inferiores son causadas por enfermedades como diabetes, enfermedades vasculares y lesiones traumáticas.

Un dispositivo prostético es indispensable no solo para la salud del cuerpo del individuo sino también para su salud mental. La pérdida de una extremidad puede generar trastornos mentales en el individuo, por esta razón, al construir un mecanismo prostético que suplanta las funciones biológicas de la extremidad perdida puede facilitar el tratamiento de dichos trastornos e integrar al individuo a su entorno familiar, social y laboral. Por lo general, la prótesis de un miembro inferior es un dispositivo que proporciona al individuo que nuevamente vuelva a caminar (Font-Jimenez, Llauradó-Serra, Pallarés-Martí , & García-Hedra, 2018).

Las estadísticas de pérdidas de extremidades son de 1 000 000 nuevas amputaciones cada año en el mundo. Solo en España se amputan 1.8 por mil dentro de toda la población. Los traumatismos que necesitan una amputación, en la mayoría de casos, son causados por accidentes, defectos congénitos, enfermedades y complicaciones en alguna cirugía (Díaz, Leal, & Echevarría, 2013, p. 3). En Ecuador el 46.68% de discapacitados registrados tienen una discapacidad física. Una amputación se encuentra en el rango de discapacidad física ya

que la definición de discapacidad física es la pérdida o la disminución de capacidades motoras de cualquier extremidad (Jasmin , Martin, & Kathleen , 2018). La mayor parte son personas que se encuentran entre los 30 y 65 años. Según el consejo de discapacidad son 443 169 personas registradas que tienen algún tipo de discapacidad y de este número se deriva el porcentaje de discapacitados físicos (CONADIS, 2017).

Por lo general, se espera que la prótesis reemplace las funciones equivalentes a su miembro biológico perdido. El objetivo de suplantar las funciones biológicas de extremidades humanas representa un gran desafío a investigadores en la bio-robótica y biomecánica. Hasta la actualidad se ha mejorado la tecnología para construir prótesis capaces de proporcionar al individuo cierta movilidad pero a precios considerablemente altos. En el país no todos los discapacitados son capaces de cubrir estos costos pero tienen la necesidad biológica de sus extremidades perdidas.

Las prótesis comercialmente disponibles más conocidas en Estados Unidos son: Utah Arm, Boston Elbow y Otto Bock's Dynamic Arm. Estas prótesis son de brazos y constan de un solo grado de libertad que es la flexión y extensión del codo (Bandara , Gopura, Hemapala, & Kiguchi, 2016). Sin embargo, los primeros estudios realizados en una universidad fueron a finales de los años 70 en la Universidad de Utah (Utah arm). Utah arm se trata de una extremidad artificial capaz de decodificar señales mioeléctricas provenientes de los nervios (Bevilacqua, Dotoli, Foglia, Acciani, Tattoli, & Valori, 2014).

El objetivo de la investigación es diseñar y construir un prototipo de prótesis biomecánica de la extremidad inferior de un humano. Esta prótesis consta de un motor capaz de levantar el peso del individuo y simular el movimiento del tobillo. Además, la prótesis es controlada por medio de un sensor de peso que envía señales al microcontrolador para controlar el movimiento del motor en base a la distribución de peso del individuo. Los planos del diseño completo de la parte mecánica se muestran en anexos.

Para llegar a este diseño se debe seguir la siguiente metodología; primeramente se debe determinar el tipo de material funcional para diseñar y construir una prótesis económicamente rentable. Posteriormente, se debe analizar el método de ajuste dependiendo del grado de corte de la extremidad. Después, se necesita diseñar un mecanismo para movilizar la extremidad. Este diseño debe soportar cargas estáticas y a fatiga. En la parte bio-robótica se necesita diseñar un circuito electrónico para mover el mecanismo de la prótesis. Finalmente, se implementaron ensayos de prueba con un individuo.

1. Capítulo 1: Marco Teórico

En este capítulo se describe los tipos de prótesis en humanos, los factores a tomar en cuenta y los pasos para la construcción. En la siguiente sección del capítulo se muestra la clasificación de prótesis en humanos. Posteriormente se muestran las aplicaciones para finalmente describir la biomecánica del caminar y la del tobillo del ser humano. Estos conceptos deben ser entendidos con claridad para que no haya confusión en capítulos posteriores.

1.1 Prótesis en humanos

Las prótesis de extremidad inferior pueden dividirse en dos casos que dependen de la altura de la amputación. Si la amputación es por debajo de la rodilla es una prótesis transtibial que típicamente consiste en un pie protético, una extensión que podría ser un tubo y una cavidad transtibial que sirve como ajuste. Si la amputación es más arriba de la rodilla es una prótesis transfemoral que consiste en el pie, extensión, mecanismo de rodilla y el ajuste. Las prótesis de una extremidad inferior pueden ser exoesqueléticas o endoesqueléticas. Una prótesis exoesquelética tiene la capacidad de transferir el peso del paciente al suelo por medio del dispositivo similar a la pierna pero hueco en el centro como se muestra en la Figura 1. Mientras que una prótesis endoesqueléticas tiene la capacidad principal de distribuir el peso por medio de una estructura tubular en el centro de la prótesis.

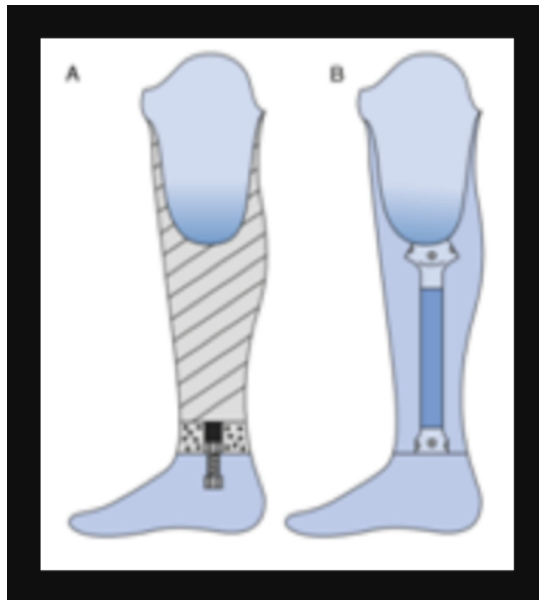


Figura 1: Prótesis exoesquelética (Rajtůková, Michalíková, Bednarčíková, Balogová, & Živčák, 2014).

Para la evaluación del estado de salud del individuo la asignación del aparato protético funcional se debe tener en cuenta: la evaluación de la eficiencia del aparato cardiovascular principalmente en términos de carga, el tono muscular del individuo, la autosuficiencia al aplicar el dispositivo, asegurar la movilidad del individuo, la capacidad de soporte de la extremidad residual entera y las condiciones psicológicas para el uso de la prótesis (Rajtůková, Michalíková, Bednarčíková, Balogová, & Živčák, 2014).

En la mayor parte de seres humanos de buena postura la distribución de peso debe ser 50% en una pierna y 50% en la otra. Esto facilita la distribución de la carga de manera simétrica en las articulaciones de extremidades inferiores. De esta manera el consumo de energía es mínimo porque el cuerpo es capaz de mantener el equilibrio y no necesita realizar movimientos extras para compensar en el área del tobillo y el pie. En cambio, cuando existe una amputación, el centro de gravedad se distribuye a la extremidad sana. Por lo tanto se debe tomar en cuenta que la prótesis por lo menos debe soportar un 40% del peso corporal del individuo.

Los factores importantes que se deben tomar en cuenta en la construcción de la

prótesis humana son los siguientes:

1. Antes de comenzar la construcción de la prótesis se debe tomar en cuenta la condición física, la salud mental, actividades y método de uso del individuo. Dentro de esto los principales factores para la selección de componentes prostéticos son el peso y la actividad física del individuo. Dependiendo del peso y la actividad física que va a realizar se selecciona el material de cada parte de la prótesis de tal manera de que asegure suficiente fuerza.
2. El segundo factor que se debe tomar en cuenta es la altura de la amputación, condiciones de la extremidad residual, la forma del miembro residual, cicatriz de la amputación, otros problemas o enfermedades. Además, la altura depende de qué músculos quedaron después de la amputación pues si el corte fue muy arriba la función muscular se reduce.

La construcción de la prótesis se debe dividir en los siguientes pasos: construcción básica y correcciones. La distribución adecuada del peso por medio de la línea de carga es muy importante, por lo que para la construcción adecuada de la prótesis es relevante identificar el curso de esta línea. Dicha línea vertical en la que un ser humano saludable se encuentra es el plano sagital (es un plano de referencia que cruza por el centro del cuerpo humano (van Dieën, van Drunen, & Happee, 2018) y pasa a través del centro de gravedad, se encuentra 2 mm delante de la cadera, 15mm detrás de la rodilla y 60 mm detrás del tobillo. En el plano frontal la línea de carga recorre el centro del cuerpo. Al construir la prótesis, esta línea debe pasar por los lugares mencionados, siendo una postura estable en la que el pie es capaz de compensar los movimientos horizontales del centro de gravedad desplazando el peso hacia adelante o hacia atrás, izquierda o derecha (Rajtůková, Michalíková, Bednarčíková, Balogová, & Živčák, 2014). En la Figura 2 se muestra la línea de carga.



Figura 2: Línea de carga (Rajtůková, Michalíková, Bednarčíková, Balogová, & Živčák, 2014)

El objetivo principal de la construcción de un miembro inferior es proporcionar al usuario suficiente certeza, estabilidad, equilibrio y comodidad durante la postura y marcha, de tal manera que minimice el consumo de energía y la asimetría sea la adecuada. Es fundamental determinar la línea de carga para estos objetivos (Rajtůková, Michalíková, Bednarčíková, Balogová, & Živčák, 2014).

1.2 Clasificación

La clasificación de prótesis inicia con un cuadro explicativo que se muestra a continuación:

Tabla 1: Clasificación de prótesis.

Clasificación de Prótesis	
Miembros Superiores	Miembros Inferiores
Prótesis para desarticulación del hombro	Prótesis Transfermoral
Prótesis para desarticulación del codo	Prótesis Transtibial
Prótesis para desarticulación de la muñeca	Prótesis parcial del pie

1.2.1 Miembros Superiores

En esta sección se muestran los diferentes tipos de prótesis para miembros superiores. Existen tres tipos de prótesis para miembros superiores dependiendo de la magnitud de la discapacidad, los cuales se muestran a continuación:

Desarticulación del hombro: para prótesis de desarticulación del hombro comprende un diseño completo del brazo, es decir, desde el hombro hasta la mano. Este tipo de prótesis generalmente no es funcional debido a su alta complejidad de controlar tantas variables, por lo que únicamente es elaborado para fines de acople al cuerpo. A continuación, se muestra un ejemplar:



Figura 3: Prótesis de desarticulación de hombro (Weir, R. and Miller, L., 2014).

Desarticulación del codo: para este tipo de amputación la prótesis es diseñada desde la raíz del codo hasta la mano. Es necesario analizar las zonas que rodean esta zona, que son: tercio proximal, tercio medio y tercio distal. De igual manera, el tamaño de la prótesis es fabricada de acuerdo a la región donde se realiza la mutilación. La siguiente figura muestra un ejemplo de este tipo:



Figura 4: Prótesis de desarticulación de codo (Cheirasco, 2009).

En la actualidad, ya se cuenta con prótesis más avanzadas que permiten que individuo pueda manejar ciertos movimientos del mecanismo de manera autónoma, sin embargo, su precio es muy costoso.

Desarticulación de la muñeca: esta zona comprende desde la muñeca hasta toda estructura de la mano. Este tipo de prótesis, en la mayoría, es fabricado únicamente de acople debido a que el control nervioso de los dedos resulta ser muy compleja al momento de analizar. A continuación, se muestra un modelo de estos dispositivos:

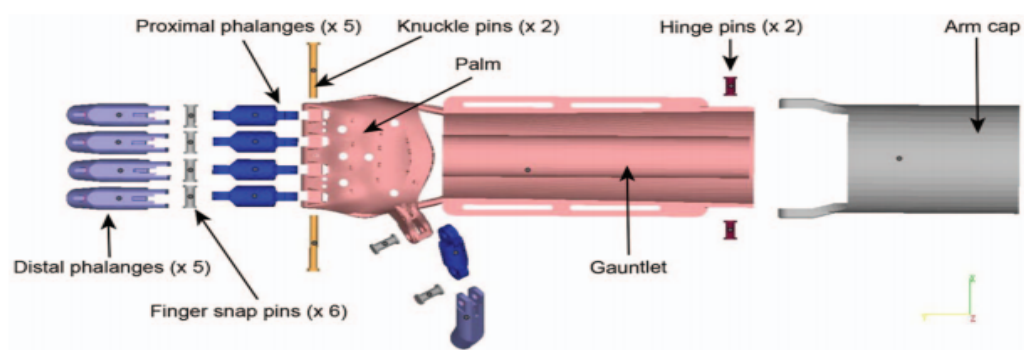


Figura 5: Prótesis de desarticulación de muñeca (Zeng, H. And Gao, L. 2017).

1.2.2 Miembros Inferiores

Las categorías básicas de las prótesis de miembros inferiores se caracterizan por la altura de la amputación donde pueden ser transtibiales (TT) y transfemorales (TF). Por lo

general, la prótesis transtibial consiste en un pie protésico unido hacia un tubo, mientras que transfemoral consiste en un pie protésico, el tubo y una rodilla protésica. Además, Para miembros inferiores se puede diseñar diferentes tipos de prótesis de acuerdo a su categoría: según su nivel de amputación y según las características estructurales.

La prótesis transfemoral: está conformada generalmente por un encaje de suspensión, una rodilla artificial, una estructura endoestética y un pie artificial. Los materiales para la fabricación de este tipo de prótesis deben ser sometidos a un análisis profundo de dureza, resistencia y flexibilidad, de tal manera que permitan una perfecta alineación y adaptación con el organismo del individuo. En lo que respecta a la rodilla artificial, su elaboración depende de la intensidad de actividades que realiza la persona, es decir, para usuarios de poca actividad puede diseñarse una rodilla mecánica, en tanto que para usuarios de actividad continua se requiere de una rodilla hidráulica. Por último, la edad, peso y estatura de la persona son características importantes que se deben tomar en cuenta a la hora de fabricar este tipo de prótesis: A continuación, se muestra un ejemplo gráfico:

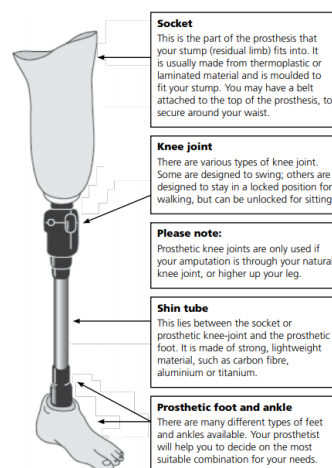


Figura 6: Prótesis Transfemoral (Oxford University, Hospital, 2017).

Prótesis transtibial: debido a que la amputación transtibial es una de las más frecuentes dentro del campo quirúrgico, este tipo de prótesis debe llevarse a cabo con

bastante diligencia. Se requiere un sistema de anclaje y un sistema de suspensión para una mayor confortabilidad del usuario. Por otro lado, para el diseño del pie artificial generalmente se utiliza fibra de carbono en el encaje debido a que es la parte donde debe soportar la mayor cantidad de carga. Una vez que se tengan todas las características de la prótesis de acuerdo a los requerimientos de la persona se procede a la construcción. Un ejemplo de este tipo de prótesis se muestra a continuación:



Figura 7: Prótesis Transtibial (Zarkar, 2017).

Parciales de pie: este tipo de prótesis que únicamente consiste en la fabricación de un pie artificial y no necesita de un complejo análisis mecánico. Un ejemplo se indica en la siguiente figura:

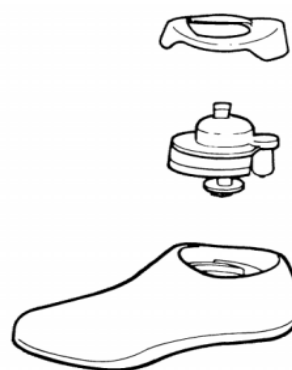


Figura 8: Prótesis de pie (Knudson, 2007).

1.3 Aplicaciones de prótesis

La biomecánica se conforma de varios ámbitos multidisciplinarios, por lo que su aplicación puede abastecer algunos campos. Alguna de las aplicaciones de prótesis en biomecánica se detalla a continuación:

Medicina: en el cual se emplean los conocimientos de ingeniería y medicina para resolver problemas patológicos relacionados con los seres humanos, mediante la aplicación de la teoría del movimiento. Tiene como finalidad reparar o curar discapacidades, problemas musculares, vasculares y respiratorios. La tecnología actual puede reconstruir tejidos o producir biomateriales que sean compatibles al humano evitando infecciones o defectos.



Figura 9: Biomecánica Medica (Knudson, 2007).

Estos dispositivos son diseñados para predecir las acciones del cuerpo humano a través de mecanismos que refuerzan las incapacidades y comportamiento de la persona. Los nuevos aparatos que se van desarrollando día a día permiten ampliar las posibilidades de la medicina generando mayor confianza y seguridad para la salud de la población.

Deporte: se aplica el conocimiento de ingeniería mecánica para diseñar aparatos enfocados a las necesidades deportivas. Esta aplicación consiste en analizar los movimientos que se llevan a cabo en actividades deportivas tales como correr, saltar o jugar, así como también los esfuerzos o agotamiento de las personas. De esta manera, los materiales de

diseño deben ser analizados en función al peso del individuo, al igual que los esfuerzos por fatiga a los que se someten. Dichos dispositivos pueden mejorar el rendimiento de los pacientes a través de un entrenamiento adecuado, donde los músculos que intervienen no sufran molestias o lesiones. El futuro de esta aplicación es aprovechado y es posible que las habilidades del deportista tenga un desempeño creciente.

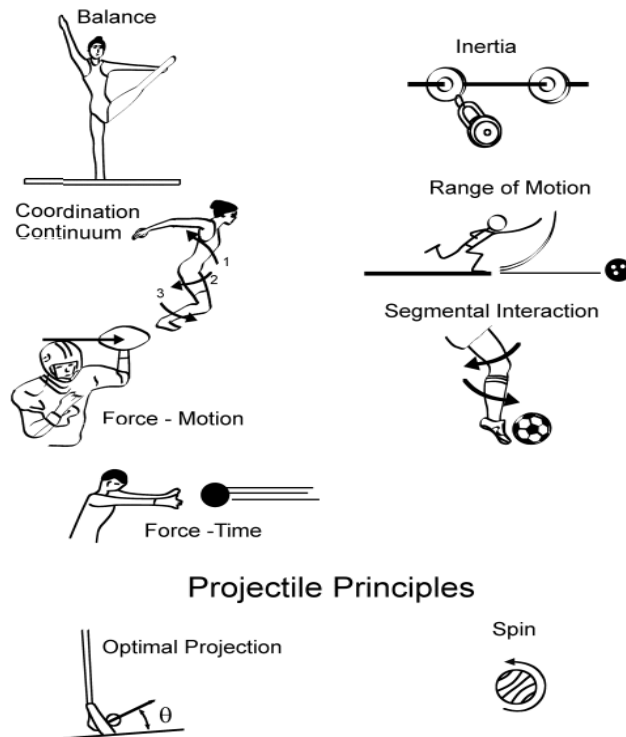


Figura 10: Biomecánica deportiva (Knudson, 2007).

En la Figura 10 se puede observar las diferentes actividades que se analizan dentro de la biomecánica del deporte de acuerdo a los movimientos de cada una.

Ámbito laboral: examina el comportamiento que se emplea en el trabajo, el hogar, o en diferentes actividades humanas para ser corregidas mediante prótesis artificiales. Personas que tienen una labor cotidiana y de repente pierden alguna extremidad accidentalmente, muchas veces no pueden volver a realizar su dicha actividad y se privan de sus habilidades. De esta manera, se realiza un estudio ergonómico con el objetivo de poder auxiliar a estas personas y de alguna manera, recuperen su capacidad ocupacional. Además, en términos de

psicología cuando a una persona se le imposibilita su ocupación personal, el individuo puede detectar problemas de baja autoestima e incluso depresión. Por esta razón, la biomecánica ocupacional puede resolver muchos inconvenientes personales, por lo que sus prótesis deben diseñarse mediante un estudio profundo

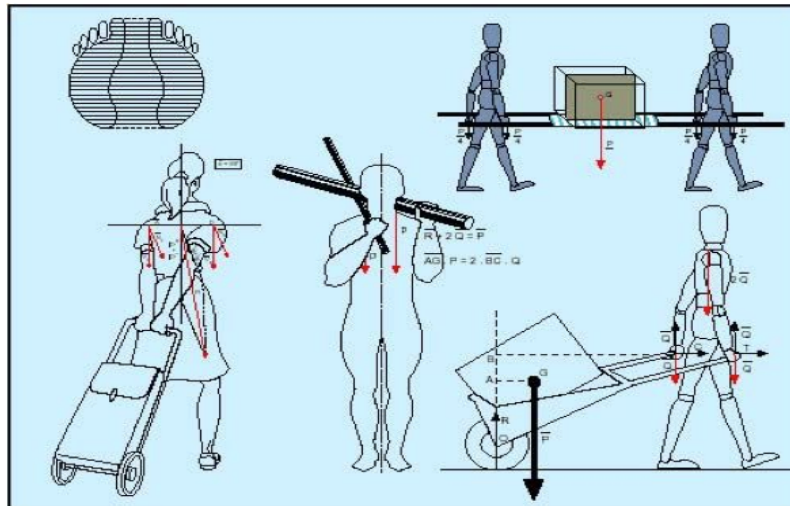


Figura 11: Biomecánica ocupacional (Rodríguez, 2016).

Como se puede observar en la Figura 11, se analizan diferentes aspectos físicos del trabajo como la postura, fuerza o repeticiones de movimientos son examinados puesto que la incapacidad de una persona puede afectar al funcionamiento de una empresa. Mediante la aplicación de robotización es posible lograr dispositivos que se adapten a las necesidades de los trabajadores. Se busca el bienestar mental y físico de las personas, tratando de evitar inadecuados comportamientos fisiológicos y psicológicos. La salud de las personas es un tema muy importante que siempre estará presente dentro de cualquier campo.

3.3 Biomecánica de la marcha del ser humano

Caminar es una actividad muy importante para el ser humano. Es una función característica con el control ortogonal del cuerpo, la flexión simultánea del cuerpo, cabeza y extremidades superiores. La marcha humana se lleva a cabo utilizando la estrategia denominada péndulo doble. Desde un punto de vista cinético, el movimiento corporal es

traslacional en el cual el movimiento rotatorio de la palanca de los miembros inferiores se transfiere a un movimiento rodante en las articulaciones pélvicas. Cuando el individuo se mueve hacia adelante una pierna sale desde la cadera. Esta curva generada es el primer péndulo y luego el talón toca el suelo donde paulatinamente va tocando todo el pie con el suelo hasta llegar al dedo grande del pie y finalmente describe un péndulo invertido. El diagrama conceptual de la Figura 12 resume la dinámica de la marcha. El centro de movimiento sigue una trayectoria pasiva durante la fase gobernada por la dinámica del péndulo invertido. Durante la transición paso a paso o la fase de doble soporte, el trabajo positivo de la pierna posterior y el trabajo positivo de la pierna que dio el paso hacia adelante, se redirige la trayectoria del centro de movimiento desde un arco descendente hasta un arco ascendente para dar el siguiente paso. El costo energético de la redirección del centro de movimiento es proporcional al movimiento (Rajčúková, Michalíková, Bednarčíková, Balogová, & Živčák, 2014).



Figura 12: Biomecánica de la marcha de un ser humano

(Rajčúková, Michalíková, Bednarčíková, Balogová, & Živčák, 2014)

En la Figura 12 se puede observar que d es la longitud del paso y l es el brazo del péndulo donde la distancia más corta del centro de gravedad del movimiento es en dirección vertical. La marcha normal es un ciclo que comienza cuando el talón toca el piso y subsecuentemente topa el resto del pie. La marcha se divide en dos fases básicas: la fase de apoyo y la de oscilación. La fase de soporte ocurre cuando un pie o los dos tocan el piso. La

tarea principal de la extremidad de apoyo es transferir la pelvis y la parte superior del cuerpo desde la parte posterior a la posición frontal en el arco inferior, de tal manera que la extremidad que está apoyada proteja al cuerpo al momento de bajar su centro de gravedad. Esta extremidad amortiguada se impacta mientras se activa los músculos necesarios (cuádriceps y flexores dorsales). Cuando el pie se apoya en el suelo el impacto del peso corporal provoca una reacción que se transfiere a la fuerza propulsora de empuje. El empuje empieza con la flexión plantar del tobillo y el talón se desliza desde el suelo, en esta parte involucra el músculo triple cabeza de la pantorrilla y músculos plantares. Al activarse estos músculos retromaleolares el tobillo se levanta en un ángulo hacia arriba y se mueve hacia delante. La funcionalidad de los músculos y los dedos del pie es completar este empuje y se completa cuando el pie abandona el suelo. La fase de soporte es el 60% del ciclo mientras que al finalizar el empuje comienza el otro 40% del ciclo. Al iniciar esta parte, los flexores de la rodilla se activan. En esta parte la extremidad que oscila se perturba, lo que provoca que la oscilación de la extremidad inferior avance (el pie). Por medio de la inercia el pie se extiende más allá del eje vertical activando la flexión requerida de la cadera. Durante el balance los flexores de la rodilla bajan la parte inferior de la pierna hasta el suelo (lo provoca la oscilación). Mediante el movimiento del muslo, la parte inferior de la pierna se transfiere más allá del centro de gravedad. En la Figura 13 se describe la marcha del ser humano y se compara con la marcha de un humano con prótesis:

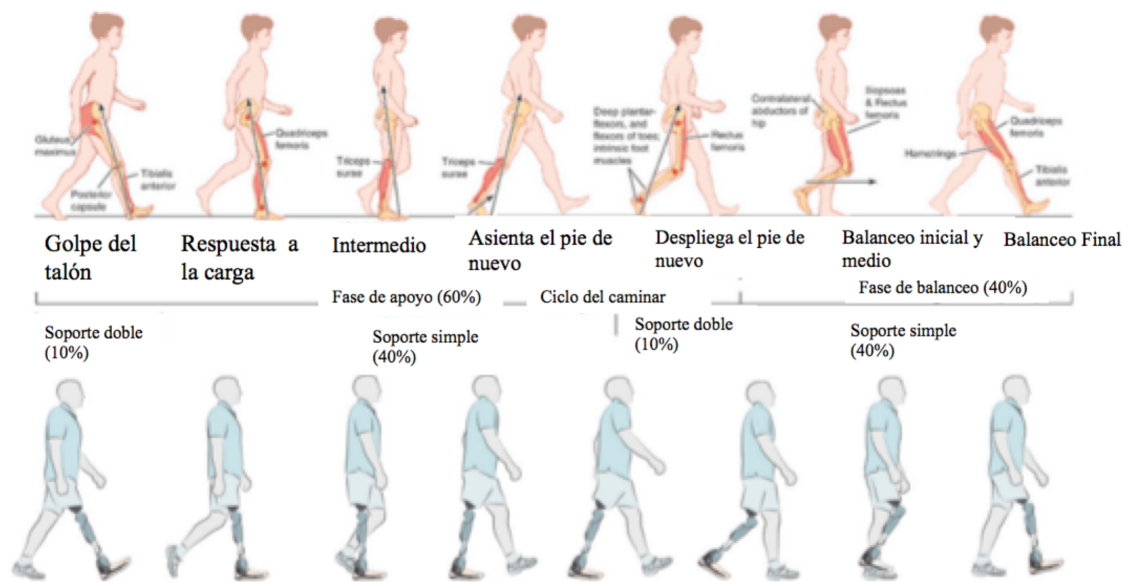


Figura 13: Esquema de la biomecánica de la marcha del ser humano

(Rajtůková, Michalíková, Bednarčíková, Balogová, & Živčák, 2014)

1.4 Biomecánica del tobillo

El tobillo humano es una articulación que une el pie con la parte de abajo de la pierna (la tibia). Este es una estructura ósea y ligamentosa, que está sometida a fuerzas compresivas y cortantes, indispensable para caminar con estabilidad. A pesar de cumplir esta función y someterse a tales cargas, es menos susceptible al desgaste que articulaciones como la cadera y las rodillas por medio de osteoartritis. El pie con 26 huesos y la extremidad inferior con los 7 huesos son unidos por la articulación talocalcánea (subtalar), tibiotalar (talocrural) y transversa-tarsiana (talocalcaneonavicular). En la Figura 14 se muestran las articulaciones mencionadas y el tobillo.

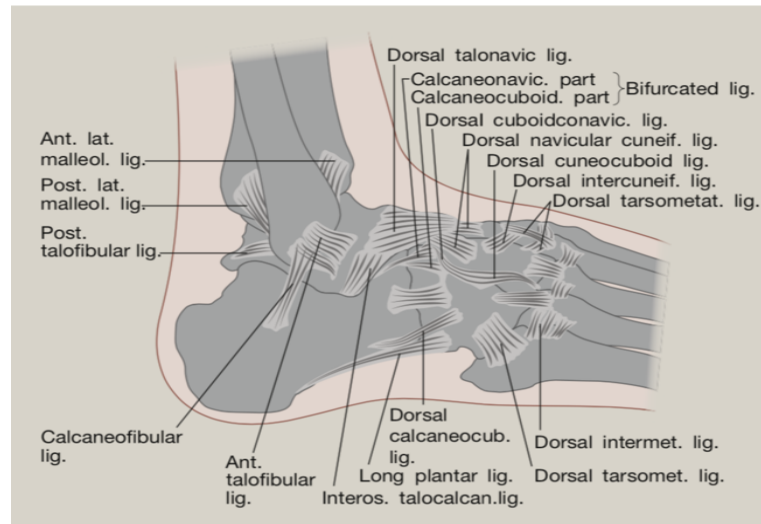


Figura 14: Tobillo y los ligamentos laterales (Brockett & Chapman, 2016)

El movimiento de esta articulación consta de básicos movimientos. El primero es el plantar y dorsiflexión, esto ocurre en el plano sagital. El segundo y tercero son: aducción que ocurre en el plano transversal y la inversión-eversión que ocurre en el plano frontal. Supinación y pronación es la combinación de los tres movimientos nombrados anteriormente. Esto se explica mejor en la Figura 15 (Brockett & Chapman, 2016).

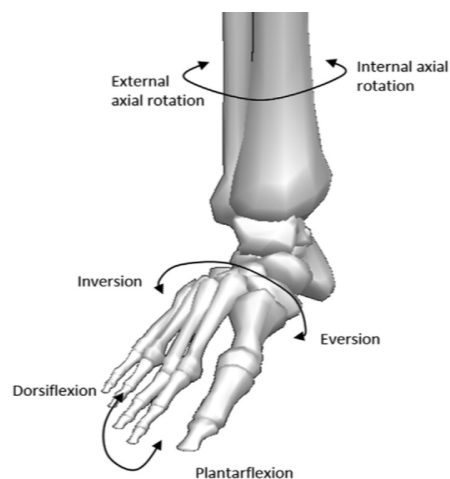


Figura 15: Diagrama de los movimientos del tobillo (Brockett & Chapman, 2016).

La supinación es una combinación de la flexión plantar, inversión y aducción que hace que la planta gire hacia la parte media. La pronación es la combinación de la dorsiflexión, la eversión y abducción que hace que se coloque la suela mirando hacia los dos lados.

Existe una discrepancia en cuanto al eje de rotación de la articulación pues muchos autores consideran el tobillo (en la articulación tibioastragalina) es multiaxial por la rotación interna que ocurre en la dorsiflexión y la rotación externa que ocurre en la flexión plantar. A pesar de esto existe evidencia de que la articulación es uniaxial pero este movimiento simultáneo es debido a que consta con un eje oblicuo. En la Figura 16 se puede observar el eje de rotación de la articulación en el plano sagital encontrado alrededor de la línea que pasa a través de los maléolos medial y lateral, mientras que el eje de rotación del plano coronal se genera alrededor del punto de intersección entre los maléolos y el eje largo de la tibia en el plano frontal. A continuación, se muestra el eje de rotación de dorsiflexión y plantarflexión. En la figura se muestra el plano sagital y frontal del tobillo. El punto en el que se une las dos líneas representa el punto de rotación para inversión y eversión.

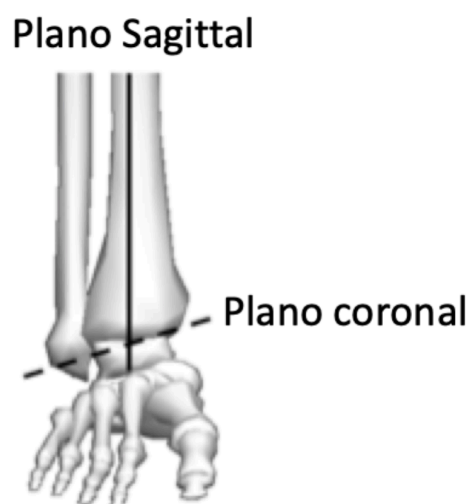


Figura 16: Eje de rotación de la articulación de Tobillo (Brockett & Chapman, 2016).

El eje de rotación del plano transversal se produce alrededor del eje longitudinal de la tibia que cruza con la línea media del pie, mostrado en la Figura 17. El punto de intersección representa el punto de rotación de la progresión interna y externa del pie.

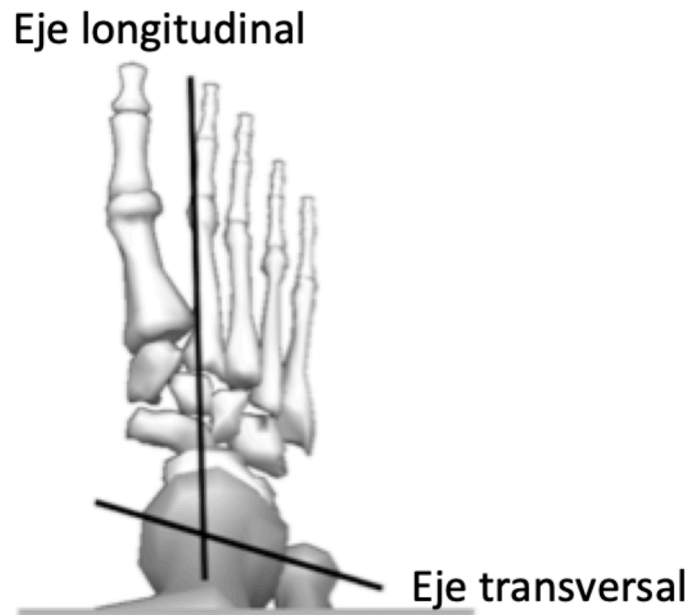


Figura 17: Ejes de rotación en el plano transversal (Brockett & Chapman, 2016).

El tobillo soporta por lo general una fuerza de 5 veces el peso corporal al caminar y 13 veces el peso en actividades de alto impacto como por ejemplo, correr. Existe momento cuando los dorsiflexores se contraen excéntricamente para controlar la rotación del pie en el suelo y evitar que el pie golpee contra el suelo. En la segunda fase de la marcha, existe momento de flexión plantar ya que los dorsiflexores del tobillo se contraen para permitir la progresión hacia adelante del vástago sobre el pie. Posteriormente, el momento de flexión plantar continúa con los flexores plantares contraídos concéntricamente hacia la punta del pie. Si se aumenta el paso los patrones son similares pero aumenta la magnitud de las fuerzas. En sí la potencia del tobillo varía dependiendo si los músculos principales que trabajan generan o absorben energía. Según estudios experimentales el 83% de la carga es transmitida por la articulación tibioastragalina mientras que el 17% por el peroné.

En cuanto al rango de movimiento varía de acuerdo a las culturas, países, individuos y zonas geográficas. El movimiento del tobillo se produce principalmente en el plano sagital, con flexión plantar y dorsal, predominantemente en la articulación tibioastragalina.

1.5 Anatomía del miembro inferior.

Este estudio es necesario para poder basarse en el cuerpo humano al momento de diseñar esta prótesis transtibial y saber dónde ubicar el sensor de peso para poder imitar la marcha natural del humano. El fémur es el hueso de la parte superior de la pierna que se muestra en la Figura 18 en amarillo, mientras que la rótula es el pequeño hueso mostrado con celeste, el hueso rojo es la tibia el cual da el nombre a esta prótesis ya que el corte fue hecho en este hueso (en el caso del individuo en estudio nació de con el corte) y el hueso verde es el peroné. En la siguiente imagen se observa los huesos que conforman la pierna (Hernández, 2013).

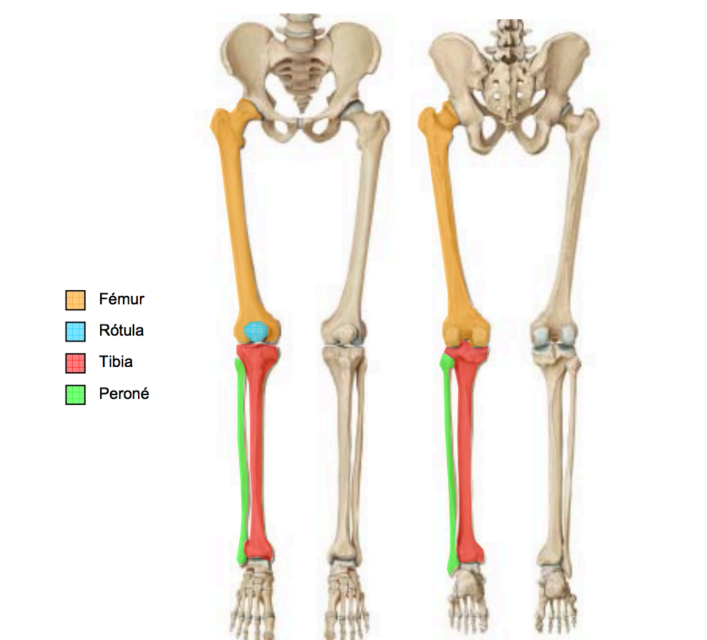


Figura 18: Huesos de la pierna (Hernández, 2013).

En el fémur está localizado el muslo y este es el hueso más fuerte, largo y voluminoso del cuerpo humano. En el caso de este trabajo de titulación el humano tiene el fémur

completo y el socket será ajustado a este hueso. Dicho hueso se une a la tibia por medio de la articulación femorotibial. La rótula que es el hueso azul de la Figura 18, tiene la funcionalidad de proteger a la articulación de la rodilla. Además, aumenta la palanca generada por el tendón en el fémur, aumentando el ángulo en que este tendón actúa.

La tibia se encuentra unida al fémur y a la rótula en la parte superior. Lateralmente se encuentra unida al peroné mientras que la parte inferior se encuentra unida al tobillo. La siguiente figura muestra la ubicación del peroné junto a la tibia (Hernández, 2013,19). En la Figura 19 se observa la tibia unida al peroné.

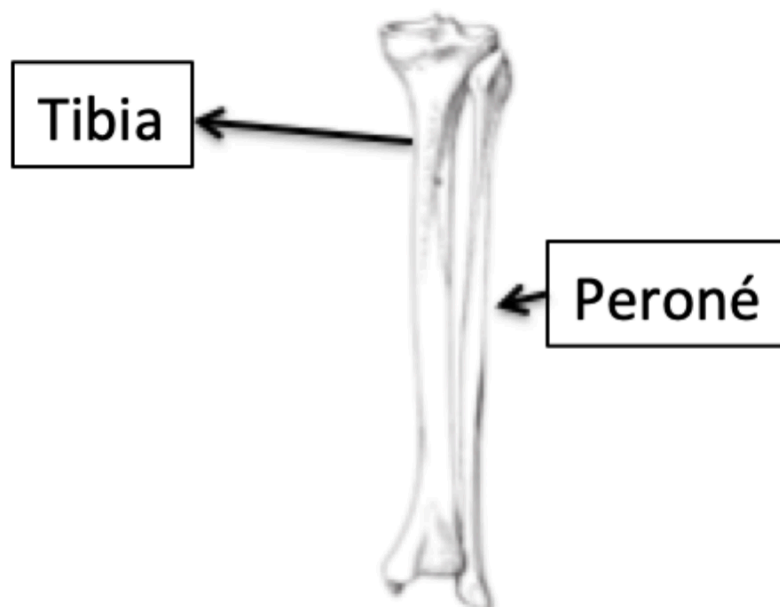


Figura 19: Peroné y tibia (Hernández, 2013).

Los músculos de la pierna están divididos en parte superior (unidos al fémur) y parte inferior (tibia). En este trabajo solo se mencionara los músculos importantes para el modo de andar de la parte inferior. En la Figura 20 se muestra que la sección *a*) es la vista posterior, *b*) es la vista frontal y *c*) es la vista lateral de una tibia (los músculos que se encuentran en ella) y un pie humano.

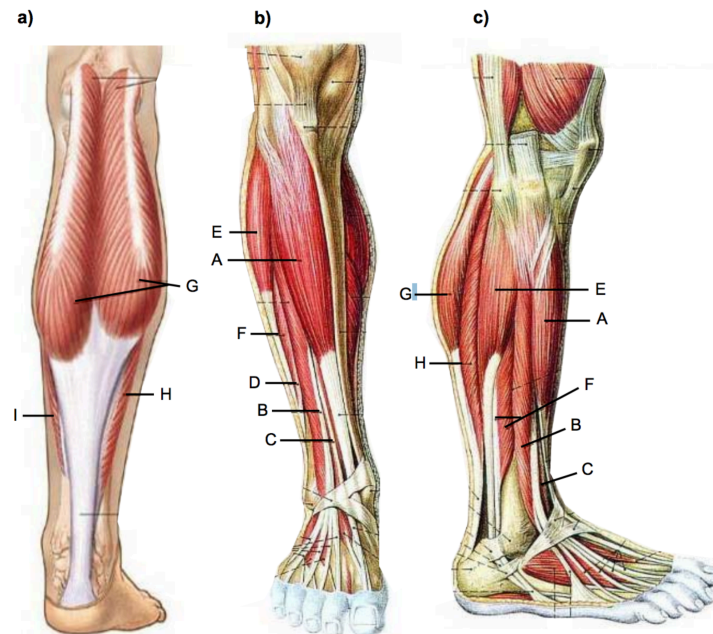


Figura 20: Músculos de la parte inferior (Hernández, 2013).

En la Figura 20 la letra A es el tibial anterior, B es el extensor largo de los dedos, C extensor largo del dedo gordo y D peroné tercero. En la parte lateral E es el peroné largo y F peroné corto. En la parte posterior los que interesan son: G es gastrocnemio, H es soleo y I plantar. Los otros músculos no son tan importantes en el movimiento del pie al caminar.

En la Figura 21 se muestra la estructura ósea del pie humano para entender como soporta la carga en dicha zona. Un pie humano está conformado por 26 huesos divididos en tarso, metatarso y falanges. La división se muestra en la Figura 21 por colores.

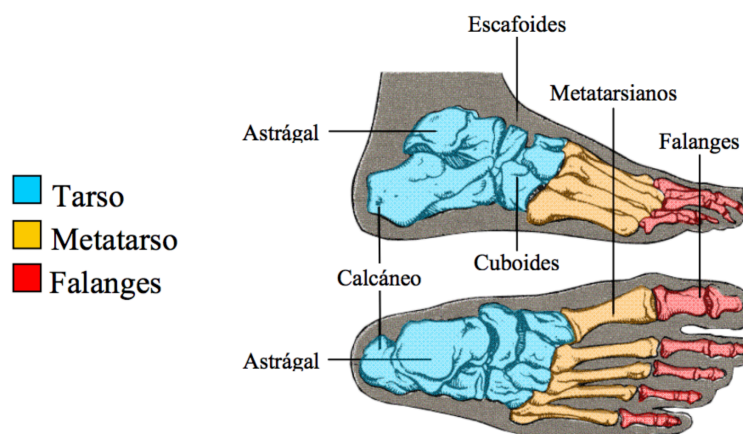


Figura 21: Huesos del Pie (Hernández, 2013).

Los siete huesos que forman el talón y el dorso del empeine son los huesos tarsianos. En estas huesos se encuentran los escafoides, cuneiformes (son tres), cuboides, astrágalo y calcáneo (forma parte del talón). Estos huesos se encuentran en dos filas: la primera cerca de la tibia y la distal cerca de los dedos del pie. El astrágalo se articula con la tibia y el peroné y el calcáneo que cargan la mayor parte del peso del cuerpo. Los tarsianos distales se articulan con el metatarso y estos con los metatarsianos (cinco huesos que se extienden entre el tarso y la falanges mientras que las falanges son hueso que forman los cinco dedos del pie).

La siguiente parte es importante para entender como levanta la carga un pie y una tibia humana. Los músculos mencionados en la anterior sección ayudan al movimiento de esta articulación. La dorsiflexión permite mover el pie hacia la tibia y la flexión plantares tiene la función contraria, como se muestra en la Figura 22.

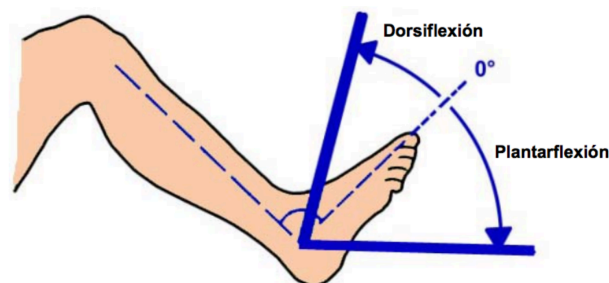


Figura 22: Movimientos (Hernandez, 2013).

El enfoque de este proyecto de titulación es lograr que el ser humano camine normalmente, por lo tanto la prótesis no se diseña para correr. Hay que recalcar que la dorsiflexión ocurre al correr, no al caminar, por lo tanto la prótesis no se diseña para realizar dorsiflexión. Sin embargo, se nombran los principales músculos que se enfocan en realizar la llamada dorsiflexión a continuación:

1. Tibial Anterior
2. Extensor propio del dedo gordo
3. Extensor común de los dedos

Al caminar solo ocurre la flexión plantar que se puede entender de mejor manera en la Figura 22. Los músculos que se encargan de la flexión plantar se encuentran en la parte posterior de la sección inferior de la pierna (la sección inferior de la pierna se denomina pantorrilla). La parte posterior de la pierna se denomina pantorrilla y los músculos encargados de la flexión plantar son: soleo y gastrocnemio. Estos dos músculos están unidos al hueso calcáneo por medio del tendón de Aquiles. Los músculos que ayudan a la flexión plantar al momento de levantar la carga de una persona son: peroneo lateral largo y peroneo lateral corto (Hernández, 2013,p.25).

1.7 Análisis de la Prótesis

Antes de que la prótesis sea usada por el paciente, es necesario tomar en cuenta ciertos parámetros por parte de la anatomía del paciente y el diseño del dispositivo. Dichos parámetros se analizan a fin de evitar cualquier anomalía o contrariedad al momento de poner en marcha la prótesis. A continuación se explican los puntos que deben considerarse:

1.7.1 Áreas sensibles a la presión

Para analizar el mecanismo de la prótesis es necesario analizar las fuerzas de presión que ejerce el cuerpo por su peso. La magnitud, la ubicación de la presión y los medios que controlan la fuerza contribuyen al impacto de la prótesis sobre la movilidad, función y aceptación del dispositivo. La distribución de la presión sobre una superficie mayor hace que disminuya la carga y proporciona más comodidad durante el uso de la prótesis. A pesar de que la mayoría de las áreas del muñón soportan tolerablemente la presión de la prótesis, algunos sitios son más sensibles y no pueden soportar tanta presión. A continuación, se muestran las áreas donde existe mayor sensibilidad a la presión de la prótesis para casos de amputación transtibial en las Figuras 23 y 24:

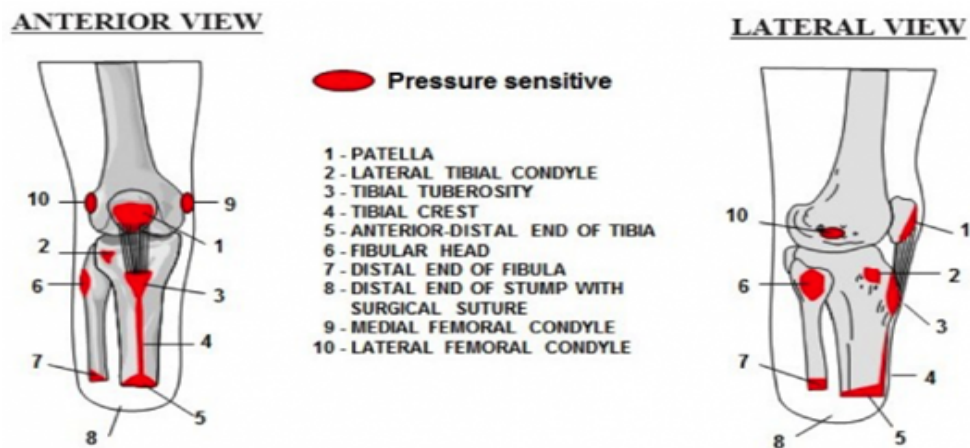


Figura 23: Zonas de sensibilidad de presión (Ferguson, 1999).

Por otro lado, también se puede conocer las zonas donde existe mayor tolerancia a la presión en la superficie del muñón:

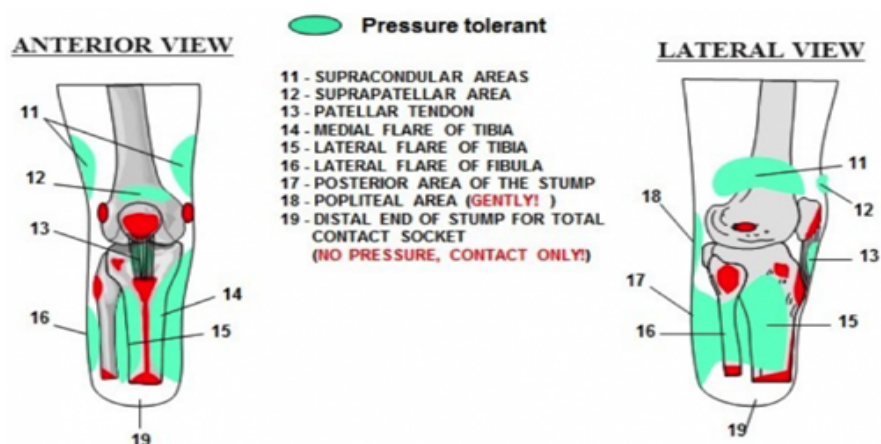


Figura 24: Zonas de tolerancia a la presión (Ferguson, 1999).

Todo este análisis debe ser considerado a la hora de fabricar el Socket de la prótesis, el cual sirve como un interfaz entre el usuario y el dispositivo para que responda a las demandas fisiológicas del paciente, a las especificaciones mecánicas de los componentes y los requisitos de biomecánica de la marcha.

1.7.2 Alineación Estática

Esta alineación debe realizarse durante las primeras sesiones de adaptación del usuario con el equipo prostético. Esta alineación se realiza en posición sentada y también de

pie, mientras el paciente sometiendo su peso sobre la prótesis. El objetivo de la alineación estática se basa en realizar todas las correcciones necesarias con respecto a la altura, inclinación y traslación, con la finalidad de ajustar la prótesis al perfil biomecánico específico del paciente antes de dar el primer paso. En la siguiente Figura 25 se muestra el alineamiento estático para cada posición de la persona:

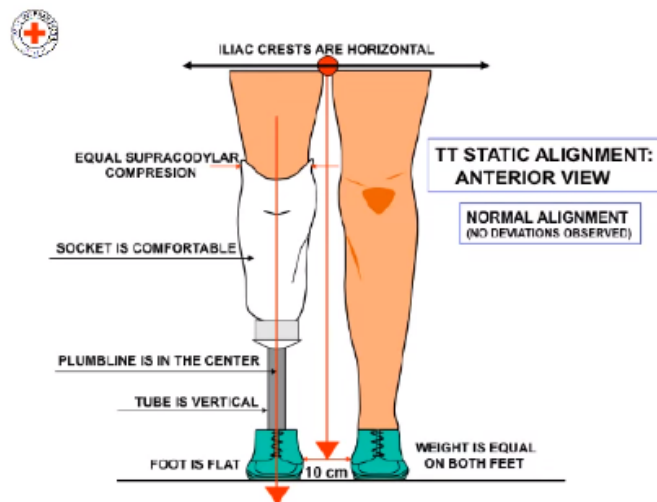


Figura 25: Vista frontal de alineación estática (Yiğiter, 2002).

La primera alineación es la frontal, para ello se debe verificar que la prótesis se tenga un alineamiento perfecto, en referencia del cuerpo del paciente y la pierna sana. Además, se observa que ambas rodillas se encuentren a la misma altura y no haya inclinaciones de ninguna naturaleza. En la siguiente Figura 26 se muestra un claro ejemplo de los problemas que puede acarrear una desviación en la alineación:

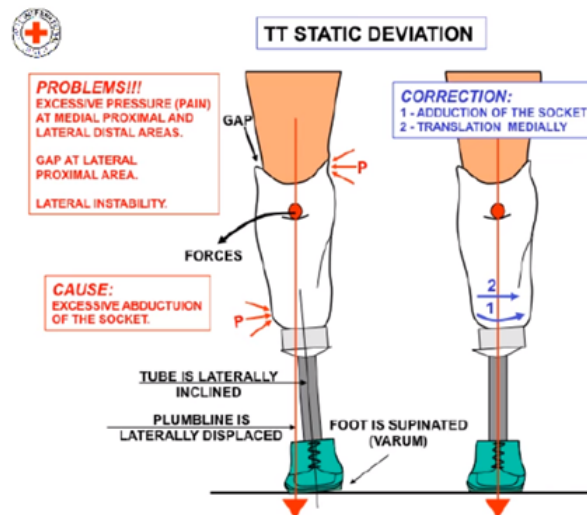


Figura 26: Vista frontal y posterior de desviación derecha (Yiğiter, 2002).

Se observa la carga se aplica a un costado del socket, lo cual podría ocasionar serias dificultades al momento de caminar. Además, es posible el tubo de la prótesis tienda a fallar o exista un mayor desgaste en la parte inferior del pie a causa de mayor presión. De igual manera, si la alineación de prótesis se encuentra desviada al otro costado, tenemos los mismos problemas así como se muestra en la Figura 27:

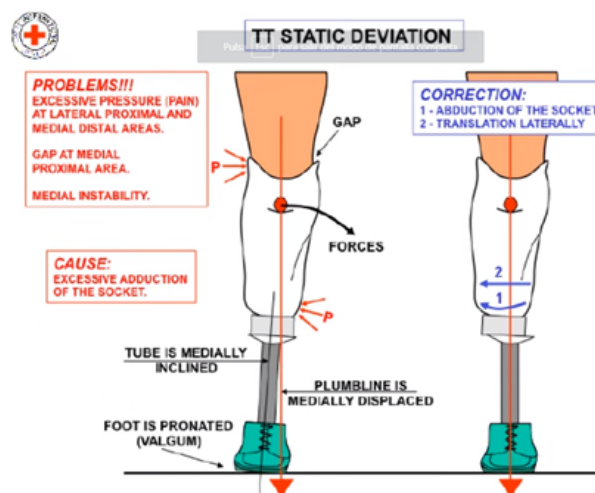


Figura 27: Vista frontal y derecha de la desviación izquierda (Yiğiter, 2002).

Una vez que se tiene una correcta alineación delantera, se procede a una alineación lateral. El pie de la prótesis debe mantenerse firme contra el suelo, sin ninguna desviación que obstruya el perfecto modo de andar de la persona. A continuación, se muestra ejemplos

de los problemas que podría ocasionar una alineación desviada en vista lateral en la Figura 28:

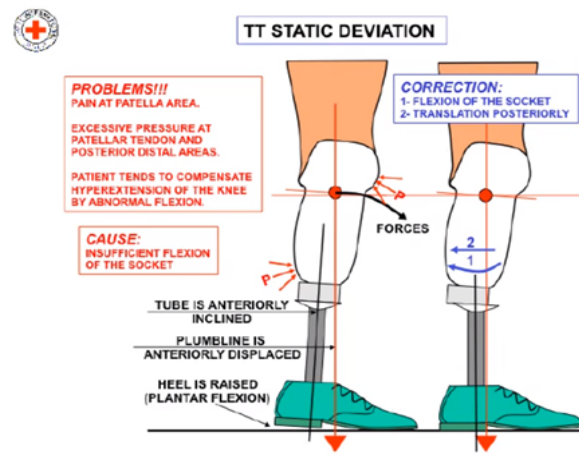


Figura 28: Desviación por flexión planar (Yigiter, 2002).

En la figura se observa que existe una pequeña flexión en la punta del pie, provocando que el talón se encuentre a cierta altura del suelo y dejando caer toda la carga sobre la punta. Además, la mayoría del peso de la persona se aplica en el contacto de la rodilla y el socket, por lo que podría llegar a romperse y tener problemas de exceso de presión. Lo mismo ocurre cuando la prótesis se inclina hacia el otro lado, dejando caer toda la presión sobre el talón.

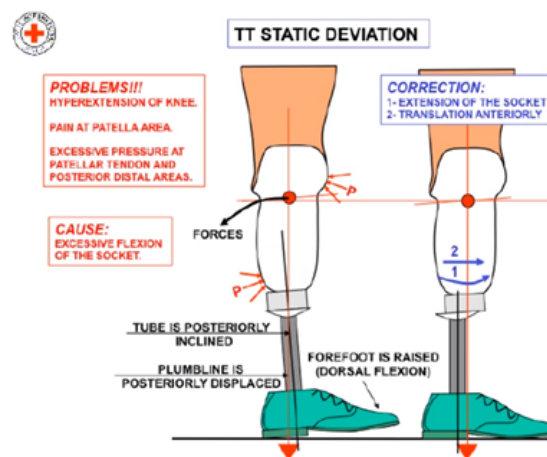


Figura 29: Desviación por flexión dorsal (Yigiter, 2002).

Es importante considerar todas estas alineaciones al momento de colocar la prótesis al

paciente, ya que cualquier tropiezo puede dejar graves consecuencias al paciente.

1.7.3 Trabajo de empuje protésico

A continuación, se presentan perfiles de potencia mecánica del centro de masas para observar la diferencia de acción de fuerzas de la pierna normal con respecto a la pierna con prótesis en la Figura 30:

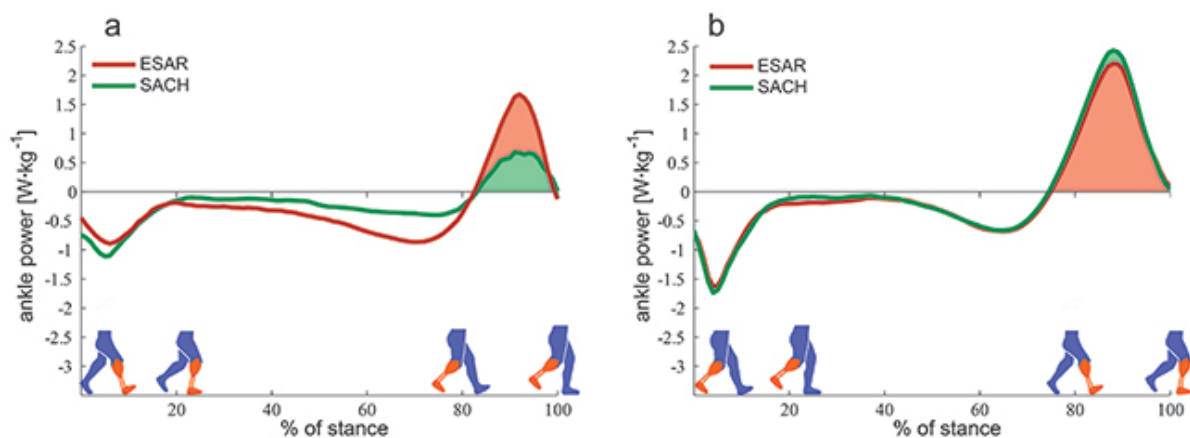


Figura 30: Perfiles de potencia mecánica (Herr, and Wezenberg, 2014).

En la gráfica se muestran perfiles de potencia mecánica del paso durante el cual la extremidad protésica es (a) una extremidad posterior y (b) una extremidad anterior. Las líneas punteadas representan la potencia mecánica debajo de la extremidad posterior, mientras que las líneas continuas representan la potencia mecánica debajo de la extremidad delantera. Las áreas sombreadas representan una parte sobre la cual se calculó el trabajo de empuje de la extremidad posterior, mientras que las áreas sólidas representan la cantidad de trabajo negativo durante la colisión bajo la extremidad delantera (ESAR = almacenamiento de energía y pie de retorno, SACH = talón amortiguado con tobillo sólido).

Por otro lado, se debe analizar el trabajo de transición paso a paso que realiza la persona amputada cuando utiliza una prótesis biónica, de tal manera que se pueda conocer la potencia que ejerce al caminar en la Figura 31:

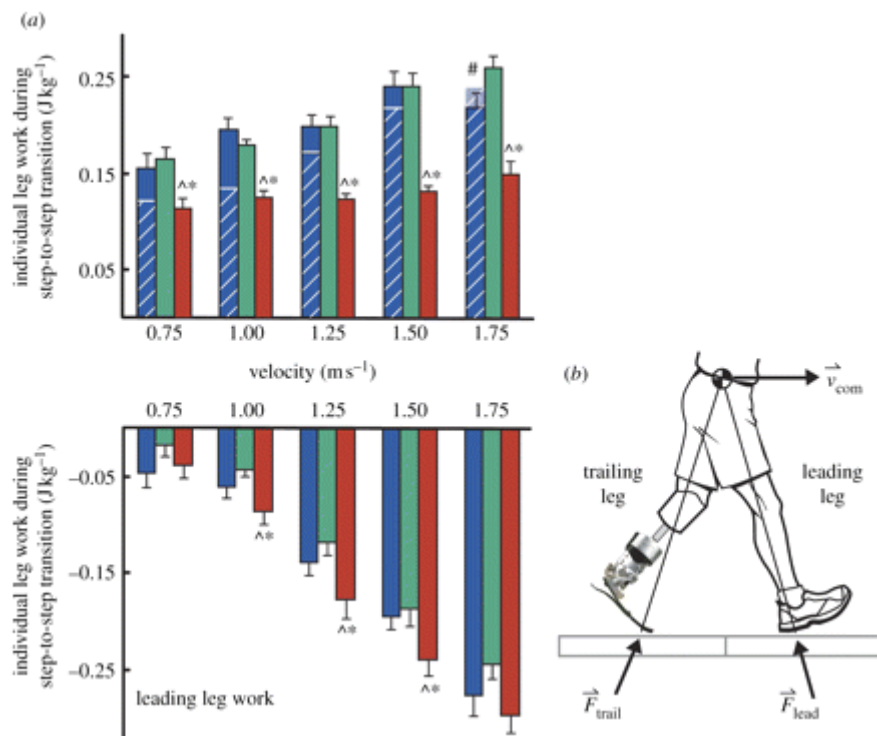


Figura 31: Trabajo de transición paso a paso (Grabowski, 2011).

El trabajo de transición mecánica paso a paso de la pierna individual promedio de PWA utilizando la prótesis biónica (barras azules) no tiene diferencia a las de una persona no amputados (barras verdes) excepto cuando la velocidad de caminar excede los 1,75 m/s. La pierna que usa una prótesis siempre es la pierna que se arrastra y la pierna biológica siempre es la que lidera en PWA. El trabajo promedio de tobillo por paso atribuido a la prótesis biónica comprenden aproximadamente el 87% del trabajo de la pierna final que se realiza en el centro de masa en todas las velocidades (Grabowski, 2005).

1.7.4 Análisis Cinemático

Para determinar la rigidez de la serie Ks que protege adecuadamente la transmisión, se asume que la prótesis que se usa en la parte delantera debe absorber los 27 J de energía durante la flexión plantar controlada por el tobillo (Tokuda 2006). Por lo tanto, la cinemática y cinética del tobillo humano a una velocidad establecida se muestra en la siguiente Figura 32:

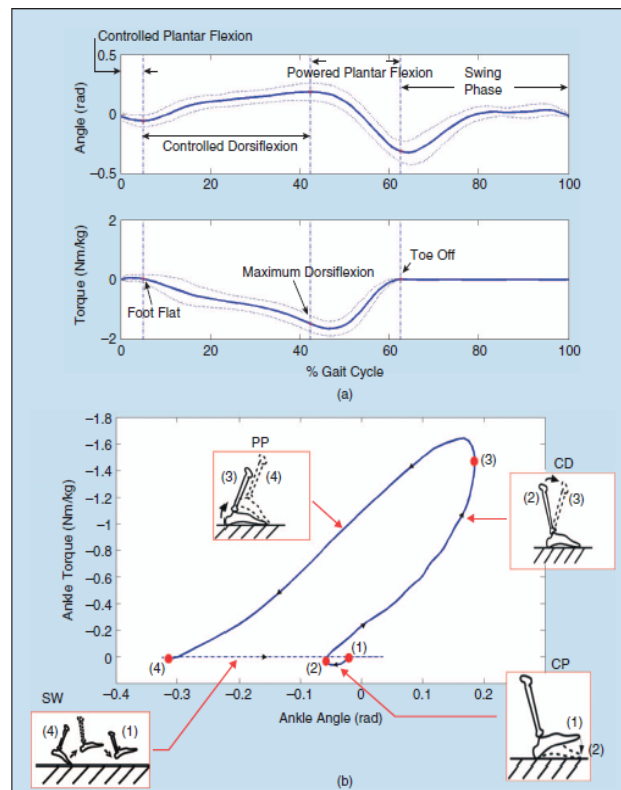


Figura 32: Torque vs ángulo de rodilla para amputación transtibial (Au and Herr, 2008).

En donde a) representa los datos promedio de ángulo de tobillo y torque para 16 participantes del estudio se representan en función del ciclo de marcha porcentual. Las líneas punteadas representan las primeras desviaciones estándar del ángulo de tobillo y los datos de par en un ciclo de marcha. Se muestra un ciclo de caminata completo (desde el golpe de talón (0%) hasta el golpe de talón (100%) de la misma pierna). Por otro lado, en b) se muestra el par de tobillo versus el ángulo de tobillo. La línea continua muestra el comportamiento del ángulo de torque del tobillo durante la postura, mientras que la línea discontinua muestra la fase de oscilación.

1.8 Normas de seguridad para Prótesis

Las preocupaciones sobre la seguridad estructural de prótesis de extremidades inferiores han llevado a una serie de estandarización y reglamentación para su fabricación. Es fundamental realizar pruebas de los componentes y el ensamblaje de a la hora

de diseñar prótesis para miembros inferiores con la finalidad de garantizar la durabilidad de la prótesis y la seguridad de su uso de acuerdo a la norma ISO 10328,1996. De esta manera, la Sociedad Internacional de Prótesis y Órtesis (ISPO) recopiló datos en el año 1976 sobre las acciones de fuerza y momento transmitidas al tobillo y rodilla por medio de un análisis de laboratorio. Estos datos fueron desarrollados más adelante por la Organización Internacional de Normalización (ISO) para estandarizar las pruebas de prótesis de miembros inferiores. La norma ISO 10328 con el nombre de “Prótesis-Pruebas estructurales de prótesis de extremidades inferiores” consta de ocho partes que son:

Parte 1: Configuraciones de prueba.

Parte 2: Muestras de prueba.

Parte 3: Estructuras principales pruebas.

Parte 4: Carga de los parámetros de las principales pruebas estructurales.

Parte 5: Pruebas estructurales suplementarias.

Parte 6: Carga de los parámetros de las pruebas estructurales suplementarias.

Parte 7: Documento de presentación de la prueba.

Parte 8: Informe de prueba.

El objetivo de estas normas es proporcionar procedimientos efectivos para pruebas de resistencias de estáticas y cíclicas para prótesis de miembros inferiores cuando son sometidas a cargas, en este caso, el del ser humano. De esta manera, los componentes prostéticos son sometidos a cargas con valores máximos para una articulación de rodilla y de tobillo.

Las pruebas estructurales se dividen en principales y complementarias. En las pruebas estructurales principales se aplican dos tipos de carga sobre la prótesis en orden de analizar el talón y la punta del pie durante una marcha normal. Las pruebas complementarias someten a los componentes a cargas de compresión aún más rigurosas para luego observar los resultados. Cargas combinadas se aplican para analizar el momento de flexión anterior-

posterior, media-lateral y de torsión de las articulaciones de rodilla y tobillo. El movimiento para este análisis se explica mediante la siguiente Figura 33 y 34:

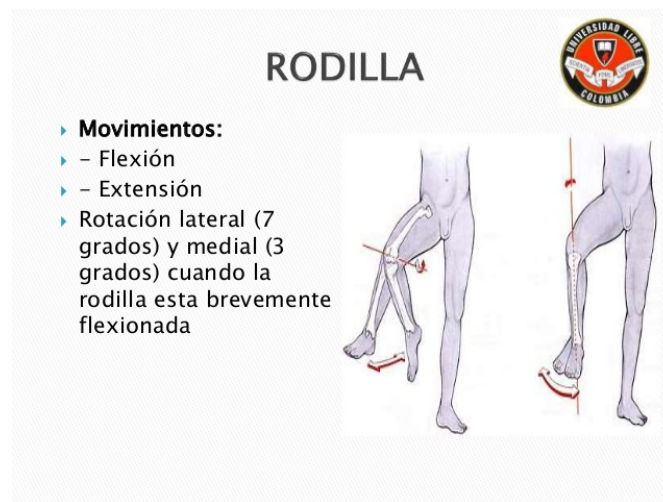


Figura 33: Movimiento de la rodilla (Barrera, 2012).

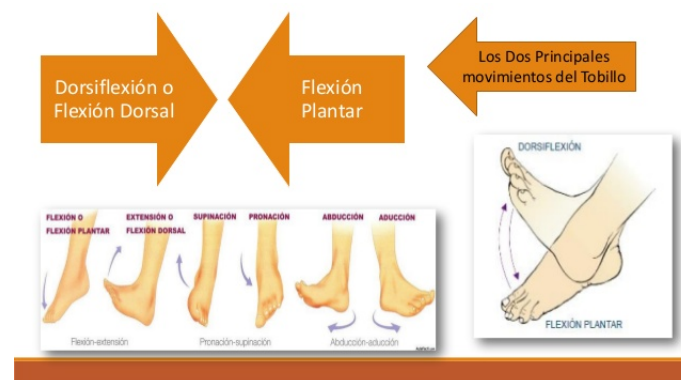


Figura 34: Movimiento del tobillo (Barrera, 2012).

El material de los componentes se clasifica de acuerdo al nivel de carga al que van a ser sometidos, es decir, dependen del peso de la persona. Para la serie A se considera cargas de 100, 80 y 60 kilogramos, mientras que la categoría C se encuentran niños en general (Prado, 2017).

1.8.1 Materiales

Una prótesis común está fabricada de una aleación de metal y polietileno de alta densidad. Otros materiales utilizados en las prótesis de rodilla incluyen fibras de carbono,

aluminio, titanio y espuma. El polietileno se usa ampliamente porque puede soportar fuerzas continuas sin un desgaste significativo que requiera ser reemplazado con frecuencia. El grado de desgaste depende de la cantidad de movimiento, la calidad del material y la rugosidad de la placa base tibial. Si la prótesis es extremadamente rígida y además limita el rango de movimiento del amputado, el polietileno se desgasta más rápido. Estos detalles son importante al momento de diseñar una prótesis específica. Un diseño restrictivo es más seguro debido a su mayor estabilidad, pero el desgaste del material se produce más rápido que en una junta más suave. Lesiones y fracturas pueden ocurrir con extrema rigidez (Kocmond, JH, Delp, SL, Stern, SH. 1995).

1.8.2 Consideraciones de peso y masa

El peso óptimo de los componentes de las prótesis se ha investigado durante muchos años y depende de los materiales utilizados, el tipo de prótesis y los requisitos del usuario. Algunas prótesis pesan menos de 2 kilogramos, por lo tanto, son bastantes ligeras. Una prótesis más liviana tiene la ventaja de que requiere menos energía para moverse, lo que implica un menor costo muscular. Sin embargo, los pesos desiguales de las extremidades (entre la pierna normal y la prótesis) pueden conducir a una asimetría de la marcha debido a diferentes centros de masa y momentos de inercia de masa. Además, una prótesis más ligera requiere más control durante la fase de oscilación, lo que puede compensar la energía ahorrada al generar movimiento. A medida que la masa disminuye, las fuerzas inerciales para detenerla aumentan porque la extremidad actúa como un péndulo y no se detiene hasta que una fuerza se oponga a su movimiento. Por lo tanto, cuanto más ligera es la extremidad, más difícil es controlarla una vez en movimiento.

Algunos pueden afirmar que las prótesis pesadas pueden ser perjudiciales. A medida que la extremidad se vuelve más pesada, se debe producir más potencia en la cadera para

ejecutar la fase de la oscilación. Con un peso extremo, la prótesis puede “arrastrar” y ralentizar al amputado.

El posicionamiento de la masa de la prótesis se debe tener en cuenta para determinar las mejores condiciones para el usuario. Si la mayor parte de la masa está cerca de la rodilla, el efecto de la masa agregada es mínimo. Sin embargo, si la masa se agrega distalmente (más allá del torso, generalmente en el tobillo), el efecto es mayor y desventajoso para la marcha natural. La investigación dirigida a maximizar la simetría de la marcha ha demostrado que a medida que la masa de la prótesis aumenta proximalmente (más cerca del torso), el tiempo de paso y la postura de una sola extremidad aumentan significativamente, lo que indica una mayor estabilidad. Esto significa que si se localiza más masa en la rodilla en lugar del tobillo, el usuario estará más estable. Por lo tanto, cuanto más lejos esté la masa más pesada de la prótesis del centro de masa corporal, más difícil será controlarla y utilizarla de manera eficiente. De esta manera, una masa más grande ubicada en o cerca del socket de la prótesis es ventajosa para el control y la eficiencia (Selles, 2003).

Capítulo 2. Diseño

En el siguiente capítulo se muestra los estudios y análisis realizados para elegir el diseño de la prótesis que tiene como finalidad caminar. Se muestran las alternativas consideradas para luego hacer una selección en base a los requerimientos mostrados en la parte 2,1 que fueron establecidos en base al individuo. En la sección 2.2 se muestra los cálculos realizados antes de la construcción para comprobar la resistencia de cada una de las piezas de la prótesis. En la sección 2.3 se muestra los cambios del diseño CAD con el tiempo en base a los cálculos realizados. En la sección 2.4 se muestran las simulaciones realizadas junto con el análisis final de resistencia en base a los datos obtenidos de las simulaciones de cada pieza.

2.1 Selección de alternativas de diseño

En este trabajo de titulación se realiza el diseño de una prótesis para una persona de amputación transtibial por lo que es importante definir ciertos requerimientos. La principal necesidad del individuo es corregir la dificultad que surge al momento de caminar correctamente, por lo tanto, cada requerimiento se basa en esta necesidad. Se implementan instrumentos mecánicos y electrónicos que tienen una función especial cada uno para llevar a cabo la marcha. Los requerimientos de diseño para una prótesis transtibial humana son listados a continuación:

Peso: es necesario que la prótesis tenga máximo un peso de 2kg para que sea manejable por el individuo. Al sobrepasar este peso generará problemas tales como callosidades, sobrepresión, desequilibrio, entre otros.

Comodidad: el diseño debe ser anatómico, siempre con el debido cuidado de la rodilla y sin tener puntos de presión alrededor del muñón. Debe ser fácil de sacar y poner de tal manera que no altere las actividades cotidianas del individuo. Debe cumplir, por

ende, un ajuste que evite el estrangulamiento de vasos, venas, arterias o tendones principales. Además, debe ser lo suficientemente adaptable para diferentes actividades físicas con el fin de evitar la pérdida muscular de individuo.

Durabilidad: debe ser un diseño para vida infinita. El diseño de la prótesis debe poder soportar cargas estáticas y a fatiga que podría ocasionar el peso del individuo y su movimiento.

Fijación: garantizar una fijación adecuada de la prótesis que permita el movimiento de la rodilla. Además, debe permitir que el individuo sude sin causarle daño en su piel debido a sus actividades diarias.

Funcionalidad: el principal objetivo de la prótesis es suplantar las funciones biológicas de la parte perdida del individuo que incluye articulaciones como el talón. La prótesis debe soportar por lo menos 40% del peso corporal del individuo

Costos: optimizar el uso de materiales en el diseño y construcción de la prótesis para que sea económicamente rentable por el individuo en Ecuador. La construcción de esta prótesis en Ecuador debe ser mucho más rentable que comprar una prótesis del exterior.

Batería: su batería debe ser fácil de recargar, debe durar como mínimo 2 horas para no interrumpir actividades habituales como el trabajo o momentos de traslación y de esta manera, el individuo pueda tener una vida normal. Este tiempo está basado en la anatomía de las piernas de un ser humano, pues una pierna humana no puede estar parada más de dos horas sin causar lesiones.

2.1.1 Alternativas para el encaje

El ajuste es un componente esencial en el diseño de una prótesis debido a que en él debe acoplarse el muñón de la persona amputada. Un buen diseño y fabricación del ajuste permite que la persona pueda ponerse en marcha con naturalidad y comodidad, evitando

exceso de presión o desequilibrio cuando el encaje es muy grande. Las alternativas a considerarse son las siguientes:

Alternativa 1.

El acoplamiento de la prótesis y la pierna debe ser cómodo por lo que es necesario que el Socket (encaje) no sea completamente rígido, es decir, no tiene que ser estático y también debe disipar el calor. Por lo tanto, el material debe ser ajustable y con un diseño que permita una flexión de la extremidad. Además, la alternativa 1 posibilita que sea ajustable al cuerpo a través de cinturones cómodos, de tal forma que se adapte a los cambios dinámicos que realiza la persona al caminar. Por último, la suspensión contiene una manga que evita la sudoración y proporciona una debida adaptación de la tibia distal evitando estructuras rígidas con riesgo a golpe. Sin embargo, esta alternativa contiene un elevado costo de fabricación, lo que conlleva una desventaja de diseño. En la Figura 35 se muestra la primera alternativa:



Figura 35: Opción uno de ajuste (Jordan, 2018).

Alternativa 2

El acoplamiento de la prótesis y la pierna debe ser cómodo por lo que es necesario que el Socket (encaje) no sea completamente rígido, es decir, que sea flexible. Por lo tanto, en esta opción se propone usar un material denominado polipropileno que es

bastante liviano y el diseño permite la movilidad de la rodilla. Además, es importante que el muñón se encuentre rodeado por un material suave y acolchado, por lo que esta alternativa debe llevar un encaje interno de material “Eva” para evitar raspaduras o callosidades. Esta alternativa tiene la ventaja de ser económicamente rentable y accesible a las posibilidades de la población ecuatoriana lo cual cumple con uno de los requerimientos de este trabajo de titulación. La segunda alternativa se muestra en la Figura 36:



Figura 36: Opción dos de ajuste (Jordan, 2018).

2.1.2 Alternativas para la parte electrónica

El sistema electrónico debe cumplir la función de mover el pie de forma natural al momento de ponerse en marcha. Actualmente en Ecuador no existe un motor que esté dentro del límite del peso y cumpla con los requerimientos ya sea de torque o fuerza para levantar a un ser humano, por lo tanto, se tiene dos alternativas que se muestran a continuación:

En esta sección se dividirán las opciones en entradas y salidas ya que para la programación en Arduino se necesitan entradas para saber cuándo activar el aparato que levantara al individuo y moverá la prótesis. El aparato encargado de levantar y mover la

prótesis del individuo se encuentra en la sección de salidas. Se las denomina de esta manera porque la información de las entradas se recibe por el procesador y las salidas se denominan de esta manera porque Arduino manda una señal al aparato para que se mueva. Las alternativas 1 y 2 representan opciones sugeridas para las salidas.

Alternativa 1.

Una de las alternativas es usar un pistón neumático para simular el movimiento del talón. Este pistón se alarga o se contrae por medio de una fuente de aire, en este caso, un compresor. El pistón debe empujar el pie para provocar la flexión plantar que es necesaria para el caminar. Este se encuentra dentro del límite de peso pero la desventaja que tiene es la fuente de aire que es un compresor por lo general o un respirador que de igual manera es demasiado pesado. La alternativa se muestra en la Figura 37.



Figura 37: Pistón neumático (Cilindros neumáticos, 2018).

Alternativa 2.

Para esta alternativa se usa un actuador lineal que funciona con energía eléctrica. Este actuador puede levantar hasta una masa de 68 kg y tiene una fuerza de 667.5N lo que es suficiente para levantar al individuo en estudio. Además, funciona con una corriente máxima de 5 amperios, se estira 2.54cm que es suficiente para mover el ángulo necesario al momento de caminar. Por último, la velocidad del actuador lineal es

de 1.4986 cm / s lo que es suficiente para caminar pero imposible para correr. Hay que recalcar que se está diseñando para que el individuo camine. La Figura 38 muestra el actuador lineal como alternativa 2:



Figura 38: Actuador lineal (Progressive automations, 2018).

En la siguiente sección se mostraran las alternativas 13 y 4 que son opciones de entradas de datos para saber cuándo se debe accionar el mecanismo de movilidad de la prótesis para que sea funcional y tratar de simular una marcha natural. Como se mencionó anteriormente las entradas son señales que el procesador recibe para enviar una señal a las salidas y que actúen.

Alternativa 3. Sensor muscular

Un ejemplo de sensor muscular es MyoWare Muscle Sensor el cual se encarga de medir, filtrar rectificar y amplificar las señales eléctricas del musculo, produciendo de esta manera una salida analógica que es leída por un microprocesador, en este caso Arduino. En la Figura 39 se muestra el sensor:



Figura 39: MyoWare Muscle Sensor.

Este sensor trabaja de 2.9V a 5.7V y funciona con electrodos médicos para adherirse a la piel y medir la estática del individuo. Al funcionar con la estática del individuo el sensor envía señales en base al cambio de esta pero si alguien le toca al individuo o toca alguna cosa el sensor se activa, por lo tanto Arduino activará la salida y se activará la prótesis en momentos inadecuados por lo tanto pierde puntos en la funcionalidad.

Alternativa 4. Sensor de presión.

La alternativa 4 es la segunda alternativa para las señales de entrada. Una opción es controlar la prótesis en base a la distribución de peso. En esta opción se activara la salida en base a la distribución del peso del individuo. La velocidad del pistón es regulado mediante la programación en Arduino y la fuerza en base a un sensor de presión. Para entender cómo funciona se asume que sale con la pierna que no tiene prótesis y más del 40% del peso se distribuye en la prótesis en este momento el peso aumenta pero cuando asienta la otra pierna y debe levantar la prótesis el peso comienza a disminuir por lo tanto debe activarse el sensor cuando disminuya el peso. El sensor se muestra en la Figura 40.



Figura 40: Alternativa 4, sensor de presión.

2.1.3 Alternativas para el mecanismo del pie

El pie de la prótesis debe ser diseñado con mucho cuidado y precisión, de tal manera que la persona pueda pisar el suelo con total confianza. Existe una gran variedad de alternativas para el diseño del pie protésico, de los cuales hemos destacado los siguientes:

Alternativa 1

Un simple mecanismo que permite doblar el tobillo por medio del motor y en base a los datos obtenidos por los componentes electrónicos. Es un pie articulado que tiene un eje para la movilidad y dos amortiguadores a cada lado que limitan el rango de angulación. Su material está hecho de fibra de carbono, lo que significa que tiene una gran resistencia y con un peso bastante liviano. Una representación gráfica de este mecanismo se muestra en la Figura 41:



Figura 41: Opción uno para el mecanismo del tobillo (Kowalczyk, 2017).

El mecanismo de este pie mostrado en la Figura 41 cumple la función de un tobillo humano, amortiguando su pisada en cualquier actividad que el individuo realice. Es un mecanismo simple que cumple la función biológica del tobillo (Kowalczyk, 2017).

Alternativa 2.

Este mecanismo es similar a la alternativa 1 del pie, solo que este permite simular la movilidad de los dedos, lo que proporciona mayor estabilidad en cada pisada del individuo. Esta alternativa responde a los datos obtenidos en la parte electrónica, moviendo cada parte específica que permite al individuo realizar cualquier actividad.

La Figura 42 se muestra un ejemplo de este mecanismo:

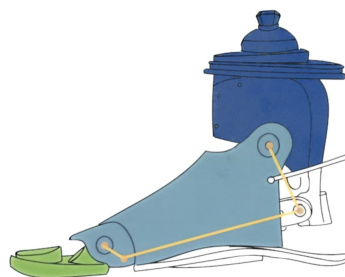


Figura 42: Opción dos para el mecanismo del pie (Ossur, 2018).

Este diseño logra una marcha normal donde levanta los dedos y asegura la pisada del individuo, es decir, los dedos se mueven al detectar la actividad del individuo. Por otro lado, en la siguiente sección se compara las opciones de materiales para la prótesis, tomando en cuenta los requerimientos establecidos previamente.

2.1.4 Comparación de materiales

En esta sección se comparan los materiales para la construcción de la prótesis. Además, se examina el costo y las propiedades mecánicas de las alternativas de tal manera que cumplan los requerimientos y se ajusten a las características del paciente. En la siguiente Tabla 2 se compara fibra de vidrio y fibra de carbono por capas alternadas y sus costos.

Tabla 2: Análisis de precios de la fibra de carbono y de vidrio

Material	Costo
1m de fibra de vidrio	\$15.00
1m de fibra de Carbono	\$45.00
Resina epoxica y endurecedor	\$100.00
Rodillos laminadores	\$30.00
Tela Nylon	\$30.00
Bomba de Vacío	\$150.00
moldes en impresión 3D	\$80.00
Cera y otros químicos	\$50.00
Total	\$500.00

Uno de los factores que se deben tomar en cuenta es el precio pues también el objetivo de este trabajo de titulación es crear un prototipo de prótesis que sea accesible para los habitantes ecuatorianos. Tomando en cuenta este factor el trabajo en fibra de vidrio y fibra de carbono es un inconveniente debido a su alto costo, sin embargo, su resistencia y bajo peso es una gran ventaja. En la Tabla 3 se contempla la opción de imprimir en 3D en Nylon sin embargo una gran desventaja de esta alternativa es su alto costo y el tiempo de impresión es muy alto. Otra desventaja es que sus propiedades mecánicas son impredecibles:

Tabla 3: Análisis de precios de la impresión 3D

Material	Costo
PLA	\$160.00
Tela deportiva	\$30.00
Nylon Alloy 910	\$70
Total	\$260.00

Otra opción contemplada a continuación es fabricar en diferentes metales pero de igual manera el costo del maquinado es alto y algunos metales son pesados y los livianos no cumplen con la resistencia necesaria para sostener a un ser humano de 60kg. Sin embargo, la desventaja del alto costo de maquinado se puede mitigar al maquinar los individuos a cargo del proyecto en las instalaciones de la universidad. En fin, para trabajar con estos materiales se debe considerar el peso y el costo del maquinado pues son piezas complejas y deben ser diseñadas con bastante precisión. Por lo tanto, estas opciones tienen muchas variantes para cumplir con los requerimientos de peso y precio.

Tabla 4: Análisis de precios de metales.

Material	Costo
Aluminio 1m	\$311
Acero inoxidable 1m	\$510
Mecanizado	\$200
Total	\$1021

Por otro lado, los componentes electrónicos que se utilizan para la prótesis se consideran de acuerdo a las funciones que requiere el sistema mecánico. A continuación, se muestra la Tabla 5 de los precios de cada pieza electrónica que podría utilizarse. Sin embargo, hay que saber que reducir precios en esta sección es bastante complejo por los requerimientos de la prótesis.

Tabla 5. Análisis de precios de componentes electrónicos.

Material	Costo
Actuador lineal	\$112
7 Baterías de litio	\$70
Arduino uno	\$20
Sensor muscular	\$35
Componentes extra	\$40
Sensor de peso	\$20
Total	\$207

2.1.5 Propiedades mecánicas de cada material

En la Tabla 5 se compara las propiedades mecánicas de ciertos metales y compuestos para seleccionar el material de construcción de esta prótesis. Estos materiales son escogidos de acuerdo a la función de la pieza debido a que deben cumplir funciones tales como resistencia a falla o fatiga. La Tabla 5 se muestra los metales que se podría usar que son acero 1018, titanio y aluminio.

Tabla 5: Análisis de propiedades mecánicas de las opciones de metales

(Richard & Keith, 2014).

Metal	Esfuerzo ultimo [Mpa]	Esfuerzo de Fluencia [Mpa]
Steel 1018	440	370
Aluminum 1060 alloy	70	27.5742
Aluminum 1060 H12	85	75
Stainless Steel 304	515	205
CP-Ti UNS R50400	344	370

La aleación de aluminio 1060 es la más dúctil con un esfuerzo de fluencia de 27 [MPa] mientras que la más dura es el acero inoxidable con un esfuerzo último de 515 [Mpa]. Sin embargo, el titanio tiene otras propiedades como: resistencia, peso mínimo, anticorrosivo y tiene buenas propiedades de transferencia de calor. En esta prótesis, al trabajar con corrientes altas, su propiedad aislante del titanio asegura la salud del paciente (Callister & Rethwish, 2013). En la siguiente tabla se analiza las propiedades mecánicas de materiales compuestos como: PP polipropileno, Fibra de carbono y Fibra de Vidrio que podrían ser usados.

Tabla 6: Análisis de las propiedades mecánicas de compuestos (Jin, Khunlavit, Shuai, & Chun H., 2012).

Material	Tensile Strength [Mpa]	Ultimate tensile strain %	Compression strength [Mpa]	Ultimate Compressive strain %
Fibra de carbono C8	420	1.07	260	3.06
Fibra de vidrio y carbono (C2G2)s	260	1.18	171	2.63
Fibra de vidrio y carbono (C/G/C/G)s	263	1.4	217	3.13
Fibra de carbono G8	200	1.87	117	2.76
Polipropileno	27.6	27.6	-	-

En la siguiente tabla se compara la densidad para cumplir con el requerimiento del peso. En la tabla 7 se puede observar en base a la menor densidad y propiedades mecánicas la mejor opción para la construcción de la prótesis es la fibra de carbono. Sin embargo, el precio de la fibra de carbono se puede observar en la tabla 2 de costos de \$45 un metro. Sin embargo hay que tener en cuenta que la densidad del acero inoxidable es muy alta por lo tanto la prótesis será más pesada pero es más barato y sencillo trabajar en este. Las opciones pueden ser mezclar fibra de carbono con fibra de vidrio, hacer la prótesis de aluminio o simplemente mezclar materiales. En base a este análisis se podría usar aluminio, titanio, fibra de vidrio o fibra de carbono, polipropileno debido a sus propiedades mecánicas y a su densidad. En la Tabla 7 se muestra las densidades de los posibles materiales a ser usados.

Tabla 7: Comparación de la densidad (Callister 657,2013)

Material	Densidad (g/cm³)
Fibra de Vidrio	2.58
Fibra de carbono	1.8
acero 1018	7.87
Aluminio 1060 alloy	2.79
Aluminio 1060 H12	2.78
Acero inoxidable 304	7.99
CP-Ti UNS R50400	4.506
PP polipropileno	0.89

2.2 Selección de alternativas

En esta sección se comparan todas las alternativas para ajuste, mecanismo, parte electrónica y se selecciona el material con el que se construirá. Anteriormente se mostró las opciones de alternativas para construir una prótesis que cumpla con los requerimientos del individuo en estudio.

2.2.1 Selección de encaje

En esta sección se realiza un análisis del encaje o socket para escoger la mejor alternativa. En base a los requerimientos de confort, durabilidad, fijación, funcionalidad, peso y costos. Las alternativas son calificadas de acuerdo a la efectividad donde 5 es el mayor puntaje y 0 el menor, tal y como se muestra en la Tabla 8:

Tabla 8: Selección de alternativas de ajuste

	Requerimientos de Diseño						Total 5
	Comodidad 20%	Dureza 20%	Fijación 16%	Función 19%	Peso 10%	Costo 15%	
Alt. 1	3	4	4.5	4	3	3	3.63
Alt. 2	4	4	4	4	4.5	4	4.05

En cuanto al análisis de cada parámetro y su porcentaje de importancia se seleccionó el método de ajuste 2 mostrado en la sección 2.1.1. El mecanismo de ajuste está mostrado en la Figura 36.

2.2.2 Selección del mecanismo del pie

Al igual que la sección anterior, se realiza un análisis completo para las opciones de mecanismo del pie basándose en los requerimientos y se califica en base a los porcentajes de importancia siendo 5 el mayor puntaje y 0 el menor, como se muestra en la Tabla 9:

Tabla 9: Selección de alternativas de mecanismo del pie

	Requerimientos de Diseño						Total 5
	Comodidad 20%	Dureza 20%	Fijación 16%	Función 19%	Peso 10%	Costo 15%	
Alt. 1	4	4	4	4	4	4	4
Alt. 2	5	4	4	5	3	2	3.9

A pesar de que hay una pequeña diferencia entre las opciones para el mecanismo del pie se selecciona la opción 1 por su facilidad de construcción. Se puede observar a la opción en la Figura 42 en la sección 2.1.3.

2.2.3 Selección de la parte electrónica

En esta sección tendremos dos análisis uno de las entradas que ya se explicó anteriormente y de las salidas. En la tabla 10 se comienza con el análisis de salidas que son la alternativa 1 un pistón neumático y la 2 un actuador lineal. En la Tabla 11 se realiza el análisis de entradas que son dos sensores uno muscular y otro de peso. Se realiza un análisis para la selección del mejor componente electrónico que proporcione la movilidad del mecanismo. Cabe mencionar que desde la punta del muñón al suelo del piso tiene una cierta distancia, por lo que el motor debe encajar dentro de este espacio. En la Tabla 10 se muestra la puntuación de las alternativas electrónicas:

Tabla 10: Selección de alternativas de la parte electrónica, Salidas.

	Requerimientos de Diseño						Total 5
	Comodidad 20%	Dureza 20%	Fijación 16%	Función 19%	Peso 10%	Costo 15%	
Alt. 1	4.5	4	4	3	2	2	3.41
Alt. 2	4.5	4.5	4	5	4	3	4.24

Se puede observar que se seleccionó el actuador lineal por la facilidad de carga de la batería y cumple con el requerimiento de funcionalidad. Este actuador usara con el componente de entrada que será seleccionado en la siguiente parte. El actuador lineal puede ser observado en la Figura 38 de la anterior sección.

En la Tabla 11 se compran las dos alternativas de sensores que servirán como entradas al Arduino. Recordando que la alternativa 3 es el sensor muscular cuya desventaja es la estática ya que se activara si alguien le toca o toca. La alternativa 4 es el sensor de peso que funciona en base a la distribución de peso para activar a la salida seleccionada que fue el actuador lineal.

Tabla 11: Entradas de la parte electrónica.

	Requerimientos de Diseño						Total 5
	Comodidad 20%	Dureza 20%	Fijación 16%	Función 19%	Peso 10%	Costo 15%	
Alt. 3	4.5	5	2	2	4	1	3.15
Alt. 4	4.5	4	3	5	4	4	4.13

Por la funcionalidad se seleccionó el sensor de peso ya que cumple con los requerimientos y además no se tiene el problema de que se activa si alguien le toca además es más sencillo de controlar que el muscular por lo tanto es más sencillo de programar. En fin, en este diseño de prótesis transibial se usara un sensor de peso con un actuador lineal que será activado con baterías de litio.

2.2.4 Selección de Materiales.

En la siguiente sección se analizan los posibles materiales que se usaran en base a los requerimientos del individuo que son confort, durabilidad, funcionalidad, peso, costos y fijación. Se presentan 5 alternativas donde la primera es fabricar todas las piezas en fibra de carbono, la segunda es fabricar en fibra de vidrio, la tercera es fabricar en una mezcla de los dos materiales mencionado anteriormente, la cuarta es fabricar solo en metales y la quinta es fabricar en diferentes materiales en base a la pieza y su funcionalidad. En la Tabla 12 se muestran los puntajes que obtuvieron cada una de las alternativas.

Alternativa 1. Fabricar en fibra de carbono.

Alternativa 2. Fabricar en fibra de Vidrio.

Alternativa 3. Fabricar en un compuesto de fibra de vidrio y fibra de carbono.

Alternativa 4. Fabricar en metales.

Alternativa 5. Fabricar en diferentes materiales.

Tabla 12: Selección de materiales

	Requerimientos de Diseño						Total 5
	Comodidad 20%	Dureza 20%	Fijación 16%	Función 19%	Peso 10%	Costo 15%	
Alt. 1	3	4	4	4	5	1	3.45
Alt. 2	3	2	4	3	4	3	3.06
Alt. 3	3	3.5	4	3.5	4.5	2.5	3.43
Alt. 4	3	3	4	3	3	3	3.16
Alt. 5	4	4	4	4	5	5	3.61

Se observa que la puntuación final de todas las alternativas no es muy variable, por lo que se puede concluir que para fabricar la prótesis se debe utilizar varios materiales, a causa de la función de cada una de las piezas y por lo tanto, el mayor puntaje tiene la alternativa 5. En la sección posterior se muestra los materiales que se usan para cada pieza teniendo en cuenta los factores mencionados anteriormente.

2.3 Esquema general de la prótesis y Diagrama de Cuerpo Libre.

En esta sección se muestra el diseño completo de la prótesis y cada una de sus piezas con su respectivo diagrama de cuerpo libre. En total son 10 piezas de diferentes materiales como: fibra de carbono, titanio, acero inoxidable, polipropileno de 6 mm de espesor y acero. En la siguiente parte se muestra la numeración de todas las piezas para posteriormente mostrara sus diagramas de cuerpo libre y una pequeña descripción de su función. La Figura que numera las piezas es la Figura 43.

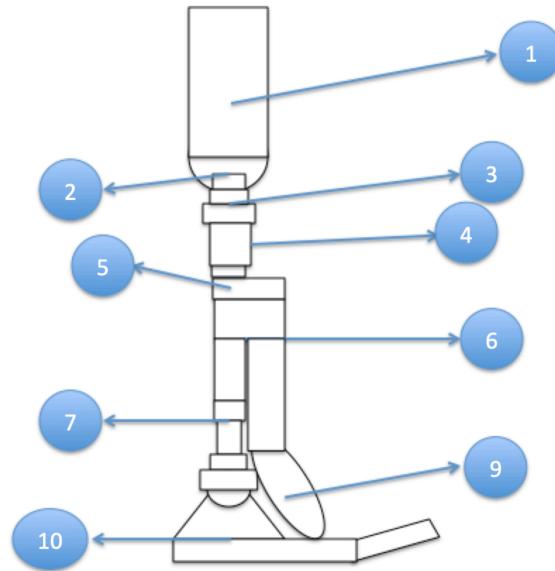


Figura 43: Numeración de piezas

La primera pieza (1) es el socket cuya función es sostener la prótesis en el muñón sin provocar puntos de presión y ser cómoda para el individuo. Este sujetador o socket fue fabricado de polipropileno. Además de cumplir el requisito de comodidad debe cumplir con la funcionalidad, peso y resistencia. Como se puede observar en la Figura 44 la pieza está sometida a flexión pura y se puede comparar con la una barra libre en flexión pura. La Fuerza denominada F es el peso del individuo cuyo valor es de 588.6N , R_1 y R_2 son las reacciones.

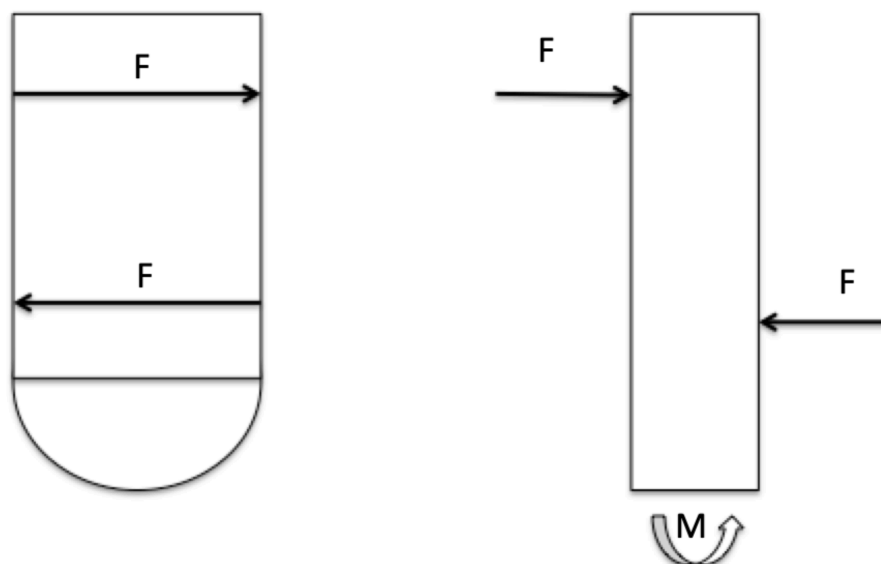


Figura 44: DLC del Socket

La pieza (2) es la pieza para sujetar los componentes que sustituyen la función de la tibia con el socket. Esta pieza está sometida a una carga axial cuya fuerza aplicada es el peso del individuo. Esta pieza está fabricada de aluminio. Se encuentra ubicada en la parte de abajo del socket.

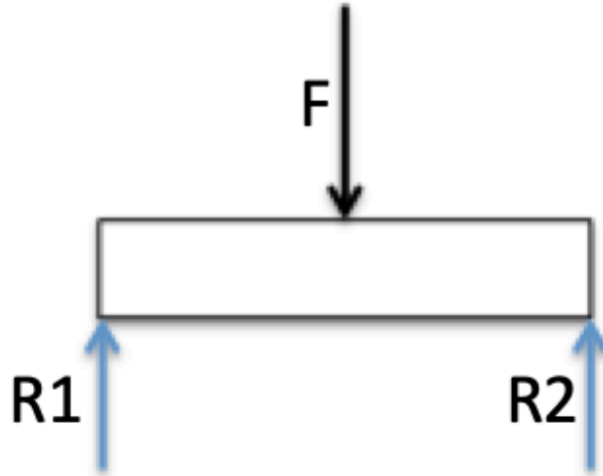


Figura 45: DLC Pieza (2)

A continuación en la Figura 46 se muestra el diagrama de cuerpo libre de la pieza (3) denominada tubo de alineación que fue fabricada de titanio. Esta pieza tiene la finalidad de conectar la pieza anterior que encuentra adentro del socket con el resto de la prótesis. Además su material es muy poco denso por lo tanto es una pieza liviana. En la Figura 45 se puede observar que existe una carga axial aplicada en la pieza y esta carga axial es el peso del individuo estudiando.

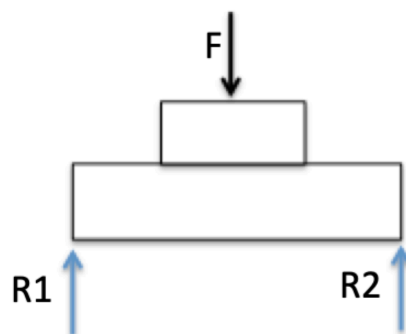


Figura 46: DLC de pieza superior

El diagrama de cuerpo libre de la pieza que sirve para conectar el actuador lineal con la pieza superior es la pieza número (4) esta pieza está fabricada de titanio. Esta se ajusta a la pieza anterior por medio de cuatro tornillos. Esta pieza está sometida a la fuerza que es representada con el peso del individuo. Se encuentra en compresión con una carga axial aplicada hacia abajo. En la Figura 47 se muestra la pieza (4).



Figura 47: DLC de la pieza de ajuste.

La siguiente pieza la pieza (5) sirve para acoplar el actuador lineal al diseño de la prótesis. Está fabricada de acero inoxidable. A esta pieza se aplica el peso del individuo generando una carga axial y la somete a compresión. El DLC de la pieza se muestra en la Figura 48.

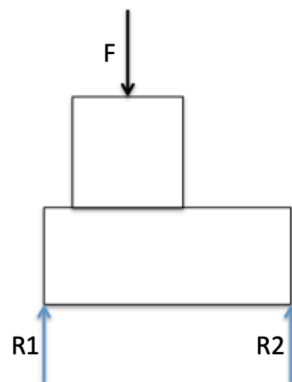


Figura 48: DLC Acople del Actuador lineal.

El actuador lineal es la pieza (6) a este no se le realizaran cálculos a fatiga ya que al ser comprado el vendedor garantiza su resistencia. Este actuador es una pieza esencial para copiar la marcha del ser humano que levanta el peso del individuo haciendo posible la marcha. Este actuador se encuentra en flexión como se muestra en la Figura 49.

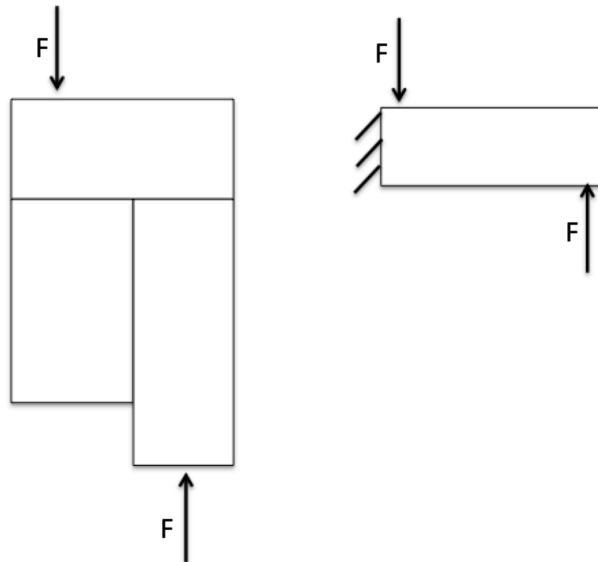


Figura 49: DCL del Actuador Lineal

La siguiente pieza (7) es la unión de la pieza de fibra de carbono que representa un tobillo humano con el actuador lineal. Esta pieza de igual manera está sometida a una carga axial que es el peso del individuo. En la Figura 50 se muestra el DCL de la pieza (7).

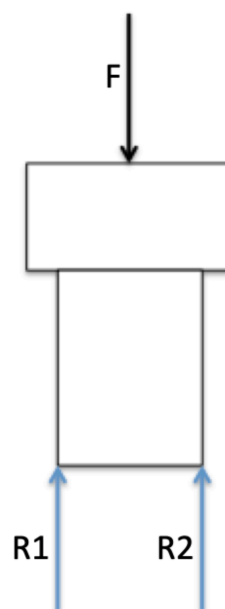


Figura 50: Unión de acero

La siguiente pieza (8) es la que representa la función de un tobillo humano. Está fabricada de fibra de carbono. Esta permite que exista un ángulo entre el pie y las piezas que representan a la tibia. Esta pieza está sometida a una carga axial que de igual manera es el peso. Se muestra el tobillo en la Figura 51.

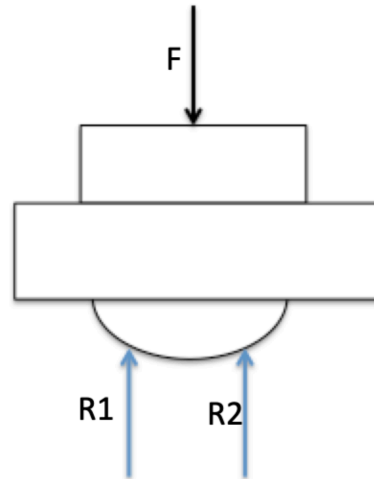


Figura 51: DLC del Tobillo.

La pieza (9) es el eslabón que permite la inclinación del pie. Esta pieza funciona de la siguiente manera, el actuador lineal empuja el pistón por lo tanto el eslabón se inclina permitiendo que el pie se incline entre un ángulo de 10° a 12° . el eslabon se encuentra conectado al pie y al pistón del actuador lineal por medio de dos pines. Por lo tanto, el eslabón está sometido a una carga axial. El diagrama de cuerpo libre se puede observar en la Figura 52.

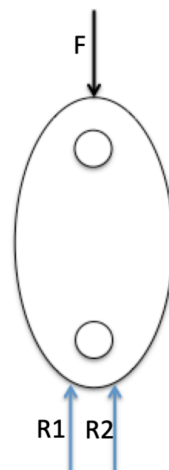


Figura 52: DLC el eslabón.

La pieza (10) es el pie de fibra de carbono. Estáticamente el pie está sometido a una carga axial como se puede ver en la Figura 53. Esta parte es esencial para la prótesis ya que permite que el individuo camine por lo tanto se necesita que la punta donde deberían encontrarse los dedos en un pie humano real se doble en la fase de levantamiento para luego que el actuador lineal empuje el pie permitiendo la marcha. El diagrama de cuerpo libre se muestra a continuación.

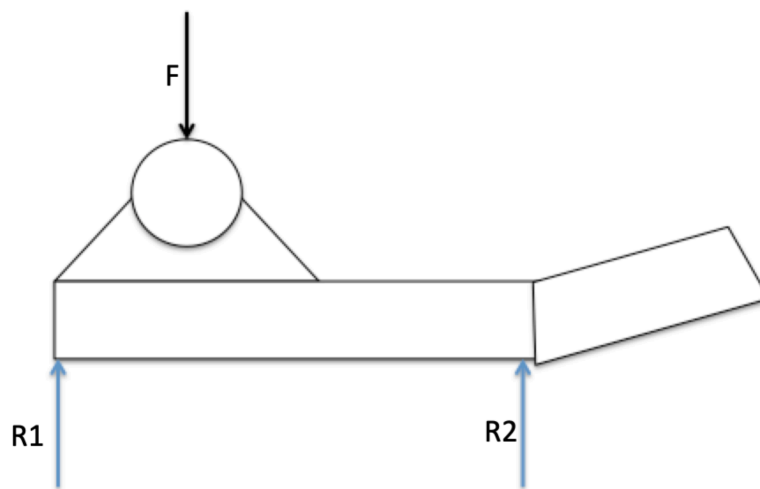


Figura 53: DLC del pie

2.4 Diseño analítico

En esta sección se muestra los cálculos realizados para la construcción de la prótesis. Primeramente, se calculó la velocidad promedio en la cual un ser humano camina normalmente. Posteriormente, para asegurar la resistencia del diseño se calculó los factores de seguridad estáticos y a fatiga. Después, se realizó un análisis de mecanismos y dinámico.

2.4.1 Análisis estático y a fatiga

Antes de construir se hizo un cálculo con las dimensiones esperadas de las piezas para saber si resisten la carga del humano estáticamente y a fatiga. Inicialmente para facilidad de cálculo se asumió que todas las piezas son barras rectangulares por lo tanto en la Tabla 12 se puede observar sus dimensiones con el cálculo de área e inercia para ofender los esfuerzos con las formulas 3 y 4 mostradas a continuación.

$$1) I = \frac{ab^3}{12}$$

Donde a es la medida horizontal del rectángulo y b la altura. En la tabla 12 se muestran estas dimensiones para cada pieza.

$$2) \sigma_f = \frac{Mc}{I}$$

Donde σ_f es el esfuerzo normal, M es momento que $M = Fd$, I es el momento de inercia, c es la distancia del eje neutral.

$$3) \sigma_a = \frac{F}{A}$$

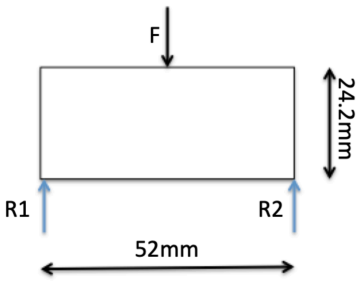
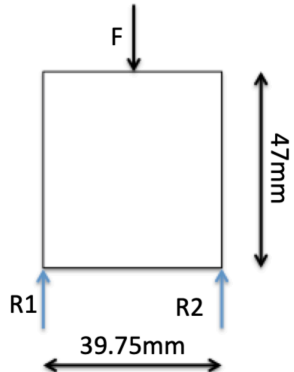
Donde σ_a es esfuerzo, F la fuerza aplicada y A el área perpendicular a la fuerza. Al ser rectángulos el área se calcula con la formula 4.

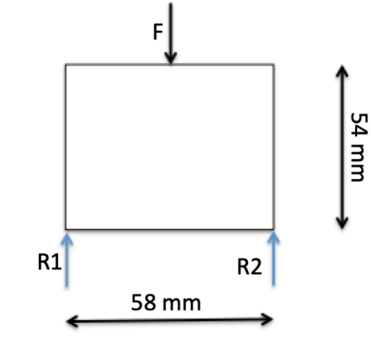
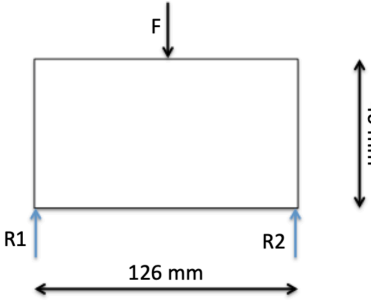
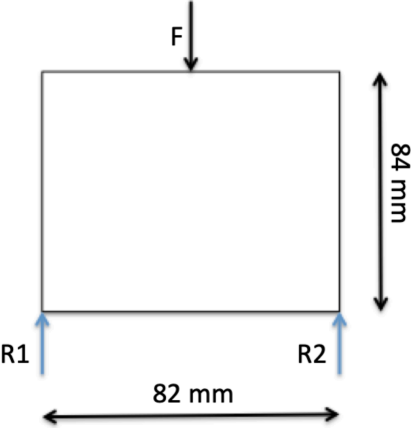
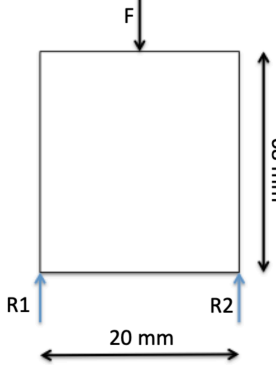
$$4) A = ab$$

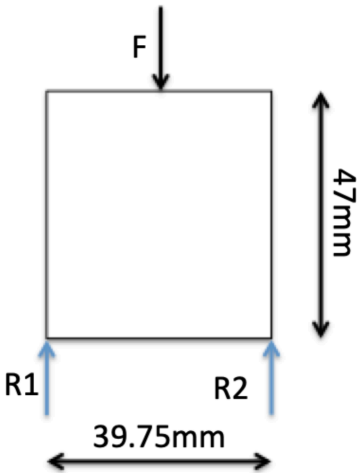
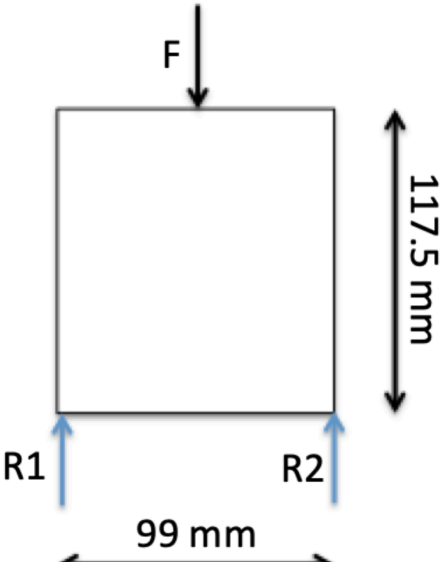
En este caso $\sigma = \sigma'$

En la Tabla 13 se muestra los resultados de las inercias, áreas y dimensiones.

Tabla 13: Inercias, Áreas y dimensiones

Pieza	$I[m^4]$	$A[m^2]$	DLC simple
Pieza superior (3)	6.14×10^{-8}	1.26×10^{-3}	
Pieza de conexión (4)	3.44×10^{-7}	1.87×10^{-3}	

Talón (8)	7.6×10^{-7}	3.13×10^{-3}	
Pie de fibra (10)	1.02×10^{-6}	5.796×10^{-3}	
Extensión del actuador lineal (5)	4.05×10^{-6}	6.87×10^{-3}	
Eslabón (9)	5.24×10^{-7}	1.36×10^{-3}	

Pieza de conexión en acero (7)	3.44×10^{-7}	1.87×10^{-3}	
Pieza de conexión en Socket (1)	9.69×10^{-4}	1.16×10^{-2}	

2.4.2 Cálculo estático

Para el cálculo estático se usará la fórmula 5. Donde S_y es el esfuerzo de fluencia y σ' es el esfuerzo máximo. Para obtener σ se suman σ_f y σ_a . En la tabla 14 se muestra los resultados de cada pieza de los esfuerzos de las ecuaciones 2 y 3. En la Tabla 15 se muestra los factores de seguridad de cada pieza estáticamente con sus respectivos esfuerzos de fluencia.

$$5) \quad n = \frac{S_y}{\sigma'}$$

Tabla 14: Suma de esfuerzos

Pieza	σ_f [Mpa]	σ_a [Pa]	σ [Pa]
Pieza superior (3)	6478862.4	4.67×10^5	6.95×10^6
Pieza de conexión (4)	676059.7	3.15×10^5	9.915×10^5
Talón (8)	6.5×10^5	1.88×10^5	8.38×10^5
Pie de fibra (10)	2.29×10^6	1.02×10^5	2.39×10^6
Extensión del actuador lineal (5)	2.44×10^5	8.5×10^4	3.297×10^5
Eslabón (9)	1.12×10^5	4.33×10^5	5.45×10^5
Pieza de conexión en acero (7)	6.8×10^5	3.15×10^5	9.95×10^5
Socket (1)	1.08×10^5	5.06×10^4	1.58×10^5

Usando la fórmula 5 se obtuvieron los factores de seguridad mostrados en la Tabla 14. En base a el esfuerzo a fluencia y el esfuerzo máximo conociendo que En este caso $\sigma = \sigma'$ que se llevo por medio de los cálculos de las formulas mostradas anteriormente. El menor factor de seguridad estáticamente es de 53.3 el cual pertenece a la pieza que une el socket con el resto de la prótesis pero este factor se incrementa ya que entra en la pieza (4) para sujetar el socket a las piezas que representan la tibia y el peroné del ser humano.

Tabla 15: Análisis estático.

Pieza	S_y [Mpa]	σ' [Pa]	n
Pieza superior (3)	370	6.95×10^6	53.3
Pieza de conexión (4)	370	9.915×10^5	373.2
Talón (8)	420	8.38×10^5	501.2
Pie de fibra (10)	420	2.39×10^6	175.7
Extensión del actuador lineal (5)	172.339	3.297×10^5	522.6
Eslabón (9)	282.7	5.45×10^5	518.7
Pieza de conexión en acero (7)	282.7	9.95×10^5	284.1
Socket (1)	27.6	1.58×10^5	174.3

Una vez realizado los cálculos de esfuerzo máximo realizados anteriormente al ser una carga que varía cíclicamente se realizó el cálculo de los factores de seguridad a fatiga. El límite de resistencia a fatiga se calculó de la siguiente manera pues si la resistencia a la

tensión mínima $S_{ut} \leq 1400 \text{MPa}$ se usa la formula número (6) $Se' = 0.5S_{ut}$ para obtener la propia muesca de la vida rotativa. En la Tabla 16 se calcula en base al material y a su esfuerzo ultimo la muesca de vida rotativa de cada pieza para tomar en cuenta estos datos para calcular el factor de seguridad.

Tabla 16: Cálculo del límite de resistencia a fatiga.

Pieza	S_{ult} [MPa]	Se' [MPa]	Material
Pieza superior	344	172	Titanio
Pieza de conexión	344	172	Titanio
Extensión del actuador lineal	513.613	256.8	Acero inoxidable
Eslabón	425	212.5	1023 acero al carbono
Pieza de conexión en acero	425	212.5	1023 acero al carbono

Para obtener el límite de resistencia a fatiga se deben calcular cada uno de los factores que son afectados por varios efectos mostrados a continuación. Para obtener el límite de resistencia a fatiga se usara la formula (7).

$$(7) S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f Se'$$

Además, para calcular el factor de seguridad a fatiga también se necesitara calcular σ_a , σ_m para lo que se usan las siguientes formulas. Estos se denominan esfuerzo amplitud y esfuerzo medio respectivamente como sus iniciales lo indican. La fórmula (8) sirve para calcular el esfuerzo medio y la (9) para calcular el esfuerzo amplitud que servirá posteriormente para calcular el factor de seguridad.

$$(8) \sigma_m = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} + \sigma_{m\acute{i}n}}{2}$$

$$(9) \sigma_a = \left| \frac{\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n}}{2} \right|$$

Conociendo que el individuo asentara y levantara la prótesis se obtuvo un esfuerzo mínimo $\sigma_{m\acute{i}n}'$ de 0 cuando esta levantada la protesis para cada pieza mientras que el valor

máximo de Von Misses obtenido será el esfuerzo máximo. En la Tabla 17 se muestran los resultados resumidos obtenidos de cada pieza.

Tabla 17: Esfuerzos máximos y mínimos

Pieza	$\sigma_{m\acute{a}x}'$ [Pa]	$\sigma_{m\acute{i}n}'$ [Pa]
Pieza superior	6.95×10^6	0
Pieza de conexión	9.915×10^5	0
Talón	8.38×10^5	0
Pie de fibra	2.39×10^6	0
Extensión del actuador lineal	1.65×10^5	0
Eslabón	2.73×10^5	0
Pieza de conexión en acero	9.95×10^5	0
Socket	1.58×10^5	0

Posteriormente se procedió a calcular cada uno de los factores. Donde k_a es el factor de modificación de la condición superficial, k_b factor de modificación de tamaño, k_c es el factor de modificación de carga, k_d es el factor de modificación de temperatura, k_e es el factor de confiabilidad y k_f es el factor de modificación de efectos varios. La manera de calcularlos para no repetir se muestra en la siguiente sección. Para obtener el límite de resistencia a fatiga se multiplica todos estos factores con la resistencia a la tensión mínima.

A continuación se muestra el proceso para obtener el k_a que se denomina factor de modificación de la condición superficial este factor depende de la condición del acabado superficial de la pieza y de la resistencia a tensión. Han sido determinadas expresiones cuantitativas para acabados comunes como: esmerilado, maquinado o estirado en frío, laminado en caliente o forjado. Gracias a datos recolectados por Lipson y Noll y reproducidos por Horger se obtuvo la siguiente fórmula en base al esfuerzo último.

$$k_a = aS_{ut}^b$$

Los factores de a y b se encuentran tabulados en la Tabla 6.2 de Shigley. Para los cálculos se tomó en cuenta que todas las piezas de algún metal fueron maquinadas por lo

tanto los factores son: Factor a es de 4.51 y el Factor b -0.265 para todas las piezas (Budynas & Nisbett , 2011). En la Tabla 18 se muestra el factor de superficie obtenido para todas las piezas.

Tabla 18: Factor de superficie

Pieza	k_a	Material
Pieza superior	0.959	Titanio
Pieza de conexión	0.959	Titanio
Talón	Fibra de carbono	Fibra de carbono
Pie de fibra	Fibra de carbono	Fibra de carbono
Extensión del actuador lineal	0.863	Acero inoxidable
Eslabón	0.907	1023 acero al carbono
Pieza de conexión en acero	0.907	1023 acero al carbono

El siguiente factor que se calculará es el factor de tamaño k_b . Este factor fue evaluado en 133 conjuntos de puntos de datos. Según Budynas & Nisbett el factor de modificación del tamaño para una carga axial no hay por lo que es uno mientras que los factores para flexión y torsión se necesitan calcular como lo mostrado a continuación para la pieza que extiende el actuador lineal.

La pieza denominada extensión para el actuador lineal se encuentra sometida a flexión como se observó en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 49. Además, esta pieza se encuentra en modo no rotativo para realizar el cálculo del diámetro equivalente, por lo que se asume que la pieza es un rectángulo y se calculó su diámetro efectivo de la siguiente forma. A continuación se muestra el diámetro efectivo.

$$d_e = 0.808\sqrt{hb} = 35.347mm$$

Donde las dimensiones de la pieza son $h = 23.51mm$ $b = 81.4mm$ como el cuadrado mostrado a continuación.

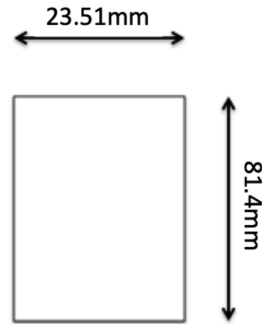


Figura 54: Dimensiones de la pieza.

Obteniendo el diámetro efectivo se calcula el factor de tamaño con la siguiente fórmula obtenida de Shigley en base al rango del diámetro efectivo (está dentro de $51 < d \leq 254mm$). La fórmula se muestra a continuación y el cálculo del factor de tamaño.

$$k_e = \left(\frac{d}{7.62}\right)^{-0.107} = \left(\frac{35.347mm}{7.62}\right)^{-0.107} = 0.8486$$

Donde el factor para la pieza sometida a flexión fue de $k_e = 0.8486$. En la Tabla 19 se muestra los factores de tamaño de todas las piezas de la prótesis.

Tabla 19: Factor de tamaño

Pieza	k_b	Carga
Pieza superior	1	Axial
Pieza de conexión	1	Axial
Talón	1	Axial
Pie de fibra	Fibra de carbono	Flexión
Extensión del actuador lineal	0.8486	Flexión
Eslabón	1	Axial
Pieza de conexión en acero	1	Axial

A continuación, se muestra como obtener el factor de modificación de carga k_c . Al realizar los ensayos a fatiga si las piezas están sometidos a una carga ya sea axial, torsión o flexión los límites a fatiga difieren con su esfuerzo último. En la Tabla 20 se muestran los

valores de cada pieza y a qué tipo de carga están sometidas.

Tabla 20: Factor de modificación de carga

Pieza	k_c	Carga
Pieza superior	0.85	Axial
Pieza de conexión	0.85	Axial
Talón	0.85	Axial
Pie de fibra	1	Flexión
Extensión del actuador lineal	1	Flexión
Eslabón	0.85	Axial
Pieza de conexión en acero	0.85	Axial

Según el libro de Shigley el factor de temperatura como su nombre lo indica depende de la tempera en la que se encuentra la superficie. Por ejemplo, si las temperaturas de operaciones son menores que la temperatura ambiente la pieza tiende a aumentar la posibilidad de tener fracturas frágiles. En cambio, si las temperaturas son mayores se debe investigar la fluencia ya que la resistencia disminuye rápidamente con la temperatura. Por lo tanto cualquier esfuerzo inducirá flujo plástico. Por lo tanto este factor depende del tipo de material y la temperatura. Todos los componentes de la prótesis se encuentran a temperatura ambiente por lo tanto el factor de temperatura es:

$$k_d = 1$$

El siguiente factor obtenido es k_e que es el factor de confiabilidad. Este factor se aplica por la dispersión de datos ya que la mayoría de datos de resistencia se reportan como el promedio de estos. Según Haugen y Wirching se muestra una desviación estándar de resistencia a la fatiga de menos de un 8%. Por lo tanto:

$$k_e = 1 - 0.08z_a$$

Donde los valores de cualquier confiabilidad deseada pueden sacarse de la tabla A-10.

Sin embargo, en la Tabla 6-5 se proporcionan los factores de confiabilidad más usados comúnmente. Usando un porcentaje de confiabilidad de 99.9% encontrado en la Tabla 6-5 para todos los componentes el factor es:

$$k_e = 0.753$$

El siguiente factor obtenido es k_f el cual se denomina como el factor de modificación de efectos varios. Este factor tiene el propósito de tomar en cuenta la reducción del límite de resistencia a la fatiga debida a otros efectos pero estos datos no siempre pueden ser encontrados. Como por ejemplo, los esfuerzos residuales pueden afectar de manera positiva o negativa al límite de resistencia. Otros ejemplos de estos efectos varios son: corrosión, recubrimiento, metalizado por aspersión, frecuencia cíclica o corrosión por frotamiento. En este análisis se asume que no existen efectos varios en ninguna de las piezas de la prótesis. Tomando en cuenta que no existen efectos varios $k_f = 1$. En la Tabla 18 se muestra los cálculos realizados de cada factor descrito anteriormente para cada pieza. En la última columna se observa la resistencia a la fatiga.

Tabla 21. Factores y cálculo del límite de resistencia a fatiga de una viga rotatoria.

Pieza	k_a	k_b	k_c	k_d	k_e	k_f	Se'	$Se[MPa]$
Pieza superior	0.959	1	0.85	1	0.753	1	172	105.6
Pieza de conexión	0.959	1	0.85	1	0.753	1	172	105.6
Extensión del actuador lineal	0.863	0.849	1	1	0.753	1	256.8	141.6
Eslabón	0.907	1	0.85	1	0.753	1	212.5	123.4
Pieza de conexión en acero	0.907	1	0.85	1	0.753	1	212.5	123.4

Para calcular el factor de seguridad a fatiga se usara Goodman modificado la fórmula para calcular este factor de seguridad a fatiga según Goodman es la fórmula (8).

$$(8) \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ult}} = \frac{1}{n}$$

Para obtener el factor de seguridad con esta ecuación se necesita σ_a es el componente de la amplitud σ_m , componente del esfuerzo medio S_e que es el limite de resistencia a fatiga y S_{ult} es el esfuerzo último. Se realizaron los cálculos respectivos para obtener el límite de resistencia a fatiga nombrado a partir de esta parte como S_e . El factor de seguridad a fatiga se muestra en la Tabla 22.

Tabla 22: Factor de seguridad a fatiga.

Pieza	$S_{ult}[MPa]$	$\sigma_m[Pa]$	$\sigma_a[Pa]$	$S_e[MPa]$	n
Pieza superior	344	3.47×10^6	3.47×10^6	105.57	23.27
Pieza de conexión	344	4.96×10^5	4.96×10^5	105.57	163
Extensión del actuador lineal	513.613	1.65×10^5	1.65×10^5	141.61	672.8
Eslabón	425	2.73×10^5	2.73×10^5	123.36	350.2
Pieza de conexión en acero	425	4.98×10^5	4.98×10^5	123.36	192

En esta sección hay que recalcar que no existe S_e (límite de resistencia a fatiga) para todos los materiales, por lo tanto, no se realiza cálculos a fatiga del socket porque es de polipropileno. Inicialmente se busco datos experimentales del polipropileno pero al no encontrarlos se asume que no falla a fatiga sino que falla únicamente si se aplica una carga mayor al esfuerzo ultimo, por lo tanto se realizaron solo cálculos estáticos. En cuanto a la fibra de carbono mientras más fibras se mejora sus propiedades mecánicas y por lo tanto su resistencia. En los materiales compuestos reforzados con fibras ocurre pérdida de adherencia entre las capas tras cierto número de ciclos. Ocurre un despliegue entre las capas por lo tanto se fisura el material hasta que finalmente se rompe. Por lo tanto las propiedades de este material dependen de la manera en que se adhieren las capas. Se produce un debilitamiento progresivo del material debido a la propagación de fisura o defectos del mismo (Hong, 2011). Se conoce que la fibra fue fabricada por medio de un molde de compresión y tiene una fracción de fibra de 17.5%. Según Capela en la siguiente grafica se muestran las vidas a fatiga en base a la fracción de fibra de carbono en este trabajo de titulación interesa negra y con triángulos negros de la Figura 55 (Capela, 2018).

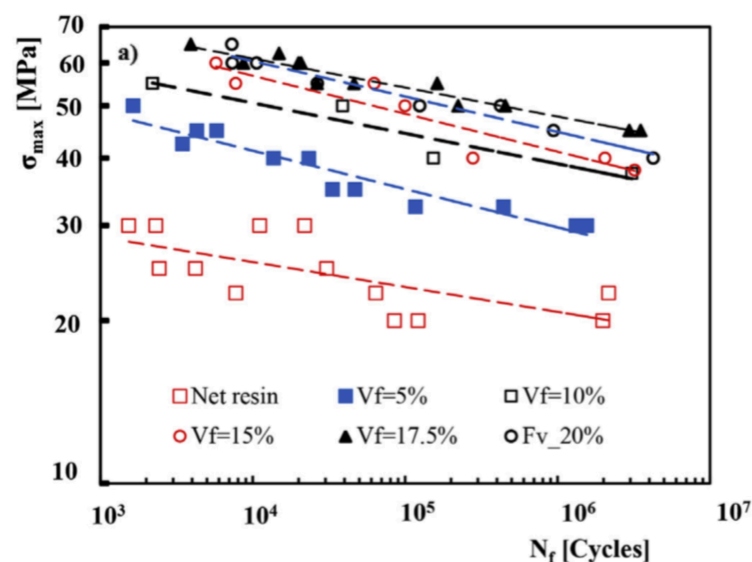


Figura 55: Ciclos de vida

Según la gráfica para un porcentaje de 17.5% con aproximadamente $\sigma_{max} = 44MPa$ la probeta tiene una vida infinita de más de 10^6 ciclos conociendo que el talón presentan un σ' [Pa] de 8.38×10^5 [Pa] la carga es mucho menor a esto se puede asumir que se diseñó para vida infinita. Lo mismo ocurre con el pie de fibra pues la carga es de $\sigma_{max} = 2.39 \times 10^6$, que de igual manera es menor que $44MPa$ entonces se diseñó para vida infinita (Capela, 2018).

2.4.3 Análisis de mecanismos

En la siguiente sección se muestra el análisis del mecanismo usado en este diseño. El que involucra el uso de un motor que sea capaz de soportar la carga de un ser humano. Se muestra el procedimiento seguido para llegar a este diseño. Se empieza realizando un análisis de fuerzas.

Análisis del Fuerzas

En esta sección se analizan las fuerzas que actúan en el pie dentro de una marcha normal. Para ello, la marcha se divide en tres importantes que son: golpe del talón, posición media y abandono del pie. Este análisis es necesario para determinar la fuerza que debe ejercer un motor de tal manera que pueda soportar el peso del paciente en estudio.

De acuerdo a las investigaciones realizadas, los músculos que actúan al momento de caminar son principalmente: musculo tibial anterior, al momento de apoyar el talón y el músculo gastrocnemio, al momento de dejar el suelo con la punta de los dedos. Anatómicamente el músculo gastrocnemio se encuentra unido al tendón de Aquiles, el cual provoca un par de torsión como se muestra en el siguiente diagrama de cuerpo libre:

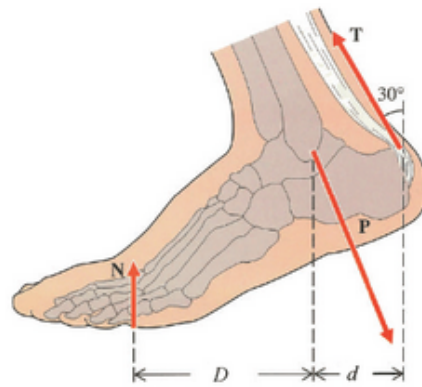


Figura 56: Fuerzas que actúan en el tobillo (Davinovits, 2008).

Por lo tanto, el tendón actúa hacia arriba cuando el pie deja el suelo y hacia abajo cuando el talón golpea con el suelo. Todos los datos se obtienen de acuerdo a las características del paciente y se listan a continuación:

$$D = 9.5 \text{ cm}$$

$$d = 4.5 \text{ cm}$$

$$W = 60 \text{ kg}$$

$$N = (9.8)(60) = 588 \text{ N}$$

$$\alpha = 30^\circ$$

Siendo W el peso de la persona, N la normal del suelo, D la distancia de los dedos del pie hasta el tobillo, d la distancia del tobillo al tendón, P la fuerza de contacto en la unión del tobillo y T la tensión aplicada por el tendón. Es importante observar que el ángulo α se forma entre la dirección de la fuerza del tendón y la normal del suelo. De esta manera, se analizan las fuerzas que actúan durante las tres fases de una marcha normal en el siguiente diagrama:

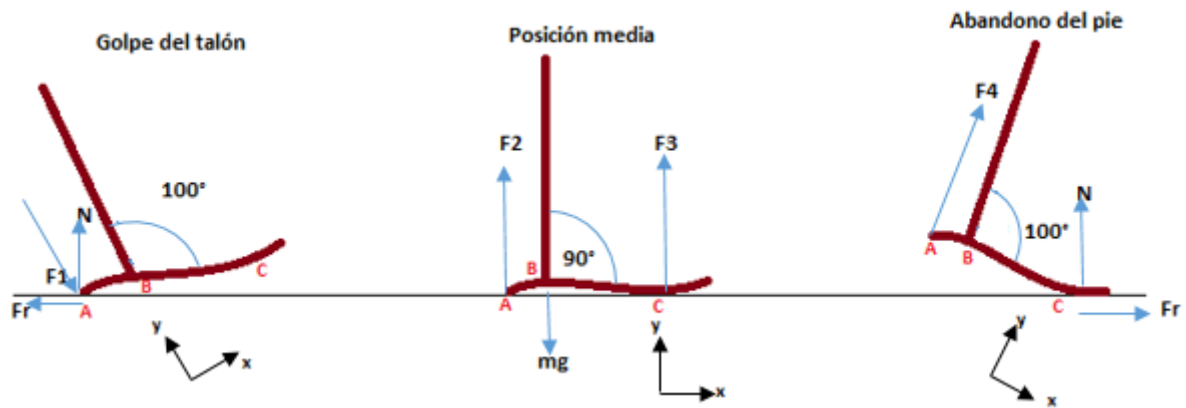


Figura 57: Fuerzas que actúan en las etapas más importantes de un paso.

Donde F_r es la fuerza de fricción, F_1 es la fuerza del tendón de Aquiles en la fase del golpe del talón, F_2 y F_3 son las fuerzas de reacción en la fase de posición media, F_4 es la fuerza del tendón en la fase de abandono del pie. Asumiendo que en la fase del golpe del talón, el ángulo α inicia con 30 grados y que el coeficiente de rozamiento estático del caucho con respecto a concreto es 0.8 (Zemansky, 2004), las fuerzas se calculan de la siguiente forma:

Fase 1, golpe del talón:

$$\sum M_B = 0$$

$$F_1(d) = N \cos(30)(d) + N \cos(60)(0.8)(d)$$

$$F_1 = 744.43$$

Fase 2, Posición media:

$$\sum F_y = 0$$

$$F_2 + F_3 = mg$$

$$F_2 = F_3$$

$$F_2 = 294N$$

Fase 3, Abandono del pie:

$$\sum M_B = 0$$

$$F_4(d) = N \cos(30)(D) + N \cos(60)(0.8)(D)$$

$$F_4 = 1545N$$

Cabe mencionar que en la tercera etapa el valor de la fuerza del tendón es aproximadamente 3 veces mayor al peso de la persona, debido a que en esta etapa es donde el musculo ejerce mayor fuerza para levantar a una persona. Sin embargo, este cálculo no considera el apoyo del otro pie en el suelo, caso contrario, la fuerza sería mucho menor. A continuación, se muestra una gráfica donde se observa la distribución de las fuerzas de reacción que ejerce el suelo sobre la planta del pie, durante una marcha normal:

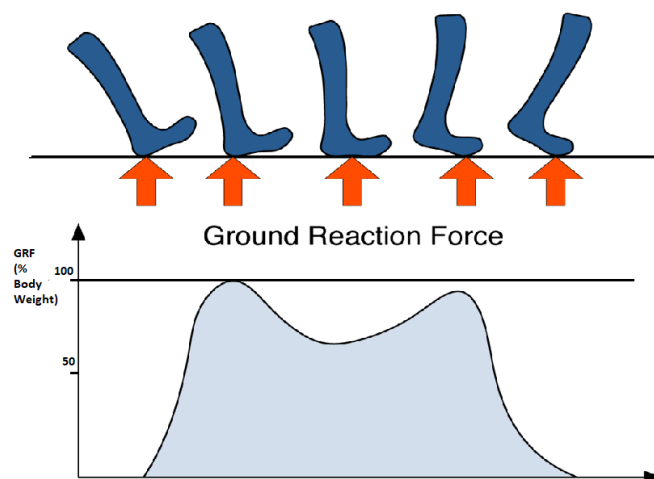


Figura 58: Fuerzas de reacción con el suelo al caminar (Sato, 2003).

De esta manera, se verifica que en la tercera etapa la fuerza de reacción es un poco menor a la primera etapa, considerando que en ese punto ya empieza a apoyarse el otro pie. En conclusión, el motor debe tener la fuerza de soportar al menos el peso de la persona.

Comportamiento del mecanismo

En esta sección se analiza el movimiento, posición y velocidad de un arreglo de eslabones para la prótesis transtibial. El movimiento de la prótesis electrónica se basa en dos parámetros principales que son: los grados de movilidad del tobillo y la velocidad a la que gira. De esta manera, los grados de flexión que ejerce el tobillo al caminar varían de 10 a 12 grados durante toda la pase de un paso (Carter, 1987). La Figura 58 muestra la variación de grados en el tobillo durante la marcha:

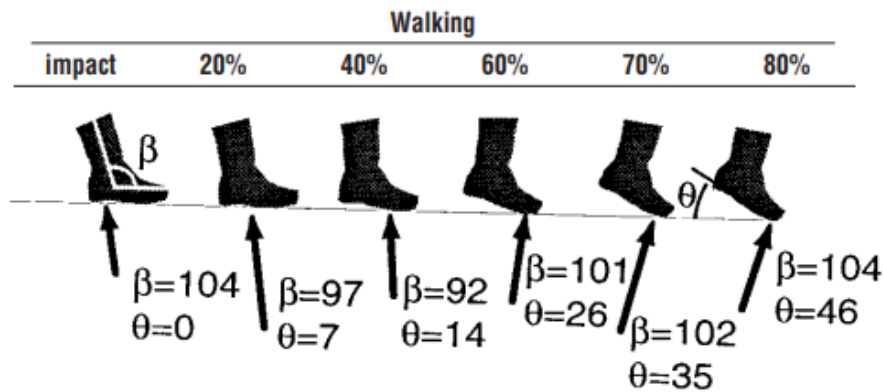


Figura 59: Grados de variación del tobillo (Carter, 1987).

Donde β es el ángulo que forma el tobillo con el suelo y θ es el ángulo que forma el suelo con el talón. En la figura se observa la movilidad del tobillo cuando una persona inicia con la marcha, en el cual primero se apoya el pie con el talón, se somete toda la planta al suelo y finalmente abandona el suelo con el antepié. De acuerdo a la gráfica, el ángulo β varía de 104° a 92° , lo que representa una variación de 12 grados.

Por otro lado, toda la fase de un solo paso dura un tiempo aproximado de 1 a 1.2 segundos cuando una persona camina a una velocidad de 1.3 a 1.6 m/s (Cerny, 1983). Por lo tanto, el tobillo de la prótesis debe girar 10 grados en 0.6 segundos, que sería la mitad de la fase del paso, y otros 0.6 segundos para regresar los 10 grados. Para el diseño de la prótesis se utiliza un actuador lineal en cual contiene un pistón que se extiende y se comprime a través de corriente eléctrica. En el siguiente diagrama se realiza un análisis de movimiento del para determinar la velocidad que debe tener el pistón del actuador lineal:

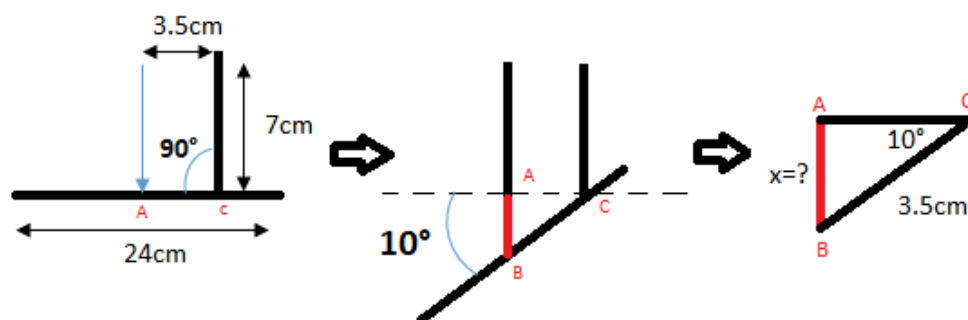


Figura 60: Análisis de variación angular del tobillo.

De la Figura 60 se busca la magnitud de la barra de color rojo para determinar la cantidad de desplazamiento que tiene que estirarse el pistón para obtener una variación de ángulo de 10 grados, el cual se determina aplicando Pitágoras:

$$\text{Sen}(10) = \frac{x}{3.5}$$

$$x = 0.61\text{cm} = 6.1\text{mm}$$

De esta manera, se necesita un alargamiento de 6.1mm para que el tobillo gire del punto A al punto B 10 grados. Tomando en cuenta que el tobillo debe girar en 0.6 segundos y regresar en el mismo tiempo, la velocidad a la que la barra debe estirarse o comprimirse es:

$$V = \frac{x}{t}$$

$$V = \frac{6.1\text{mm}}{0.6\text{s}} = 10.17\text{mm/s}$$

Con la velocidad calculada es posible buscar un actuador lineal el cual tenga un pistón que se alarga o se comprima a una velocidad de 10.17mm/s. Se realiza un diagrama básico del tobillo de la prótesis en base al alargamiento del pistón del actuador lineal. El diagrama es presentado en la Figura 61:

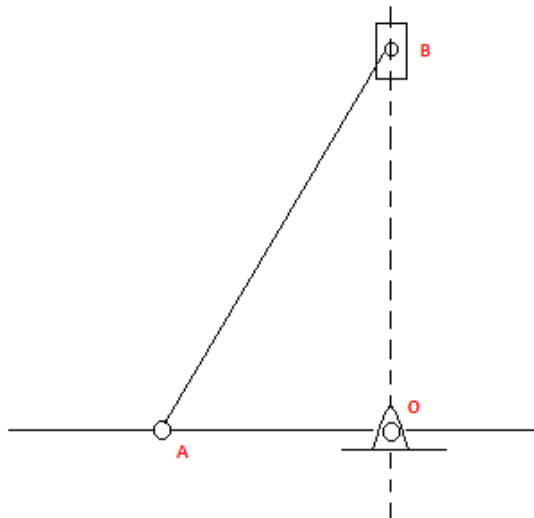


Figura 61: Mecanismo básico del tobillo de la prótesis.

En el diagrama, el punto B es donde se localiza el pistón y puede ser representado como un corredor, el eslabón AB se encarga de empujar la planta en el punto A, el punto O es donde se encuentra la articulación del tobillo y la recta que cruza OA se representa como la planta del pie. Teniendo en cuenta estos parámetros, se analiza el comportamiento del mecanismo cuando el pistón B empuja el eslabón AB de la siguiente manera mostrada en la Figura 62:

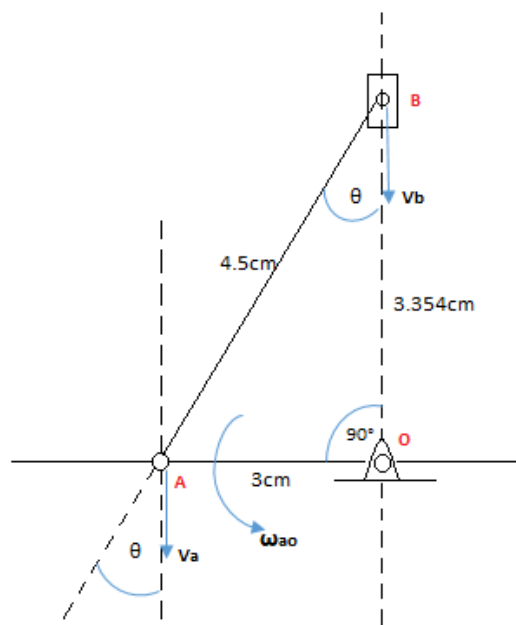


Figura 62: Comportamiento del mecanismo cuando empuja el pistón.

Para determinar los grados de libertad que tiene este mecanismo es necesario utilizar el criterio de Grubler-Kutzbach mediante la siguiente ecuación:

$$m = 3(n - 1) - 2j_1$$

Donde m es el grado de libertad del mecanismo, n el número de eslabones y j_1 son los pares con un grado de libertad. Del diagrama del mecanismo se tiene los siguientes datos:

$$n = 4 \text{ (2 eslabones, un enlace a tierra y un corredor)}$$

$$j_1 = 4 \text{ (3 juntas y un corredor)}$$

Por lo tanto,

$$m = 3(4 - 1) - 2(4) = 1$$

De esta manera, se determina que este mecanismo contiene un grado de libertad debido a que es un sistema simple. La velocidad lineal en B es la velocidad que ejerce el pistón, es decir, 10.17mm/s al extenderse. Utilizando el teorema de proyección para mecanismos se tiene que:

$$V_b \cos \theta = V_a \cos \alpha$$

$$V_a = 10.17 \text{ mm/s}$$

Para la velocidad angular del eslabón AO (ω_{ao}) se determina, mediante la velocidad lineal en el punto A y la longitud del eslabón AO de la siguiente manera:

$$\omega_{ao} = \frac{10.17 \text{ mm/s}}{30 \text{ mm}} = 0.339 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

Debido a que los eslabones AO y BO forman un ángulo de 90 grados, las velocidades en los puntos A y B son los mismos pues apuntan en la misma dirección. Sin embargo, cuando el pistón se ha extendido 6.1 mm (calculado anteriormente) provoca una variación de ángulo de 10 grados en el eslabón AO. Una vez que se ha producido la variación de ángulo deseado, el pistón comienza a comprimirse a la misma velocidad, por lo que diagrama del mecanismo se representa de la siguiente manera:

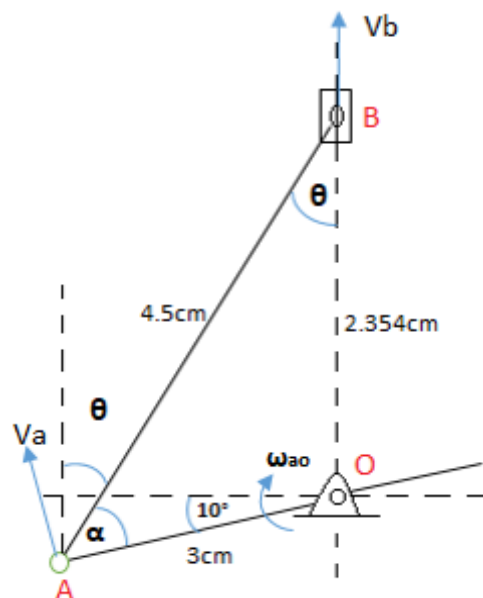


Figura 63: Comportamiento del mecanismo cuando se comprime el pistón.

Del diagrama se puede observar que el ángulo AOB es de 100° , por lo que por ley de cosenos el ángulo θ puede calcularse de la siguiente forma:

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2bc(\cos\alpha)$$

$$\alpha = \cos^{-1}\left(\frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}\right)$$

Considerando que $c = 4.5\text{cm}$, $b = 3\text{cm}$ y $a = 2.354\text{cm}$, se tiene:

$$\alpha = 28.59^\circ$$

Por lo tanto, $\theta = 180 - 100 - 28.59 = 51.514^\circ$

De esta manera, para determinar la velocidad en A se utiliza el teorema de proyecciones de la siguiente manera:

$$V_b \cos(180 - \theta) = V_a \cos(180 - \theta - 10)$$

$$V_a = 13.25\text{mm/s}$$

De la misma manera, la velocidad angular es:

$$\omega_{ao} = \frac{13.25\text{mm/s}}{30\text{mm}} = 0.442 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

En conclusión, el actuador lineal para que la prótesis electrónica sea eficiente debe soportar al menos la carga del paciente y su pistón debe tener una velocidad mínima de salida y regreso de 10.17mm/s . Todos estos resultados proporcionan un enfoque más claro del mecanismo de la prótesis para evita fallas durante pruebas de funcionamiento.

2.5 Modelo CAD

En esta sección se muestra los avances del modelo CAD con los estudios realizados para lograr los objetivos propuestos. Además, se muestran las soluciones que se fueron planteando con el tiempo en base al diseño, la funcionalidad (el principal factor es que logre soportar el peso del individuo para generar un modo de andar natural) y la resistencia. Finalmente, se muestra las piezas, el material del que fueron fabricadas y el nombre de la pieza.

Inicialmente, se realizó un modelo CAD del mecanismo para solucionar la fase más

crítica que es el levantamiento del pie con todo el peso del ser humano al caminar. Se realizó también pruebas con un pie simple para observar la manera más óptima de diseñar el mecanismo. La primera idea del mecanismo fue hacer un pie que mueva los dedos, además de levantar el peso del individuo, sin embargo, el torque para lograr este objetivo es demasiado alto, por lo que se decidió simplificar el diseño. A continuación en la Figura 64 se muestra el primer modelo del mecanismo donde este mueve los dedos del pie:

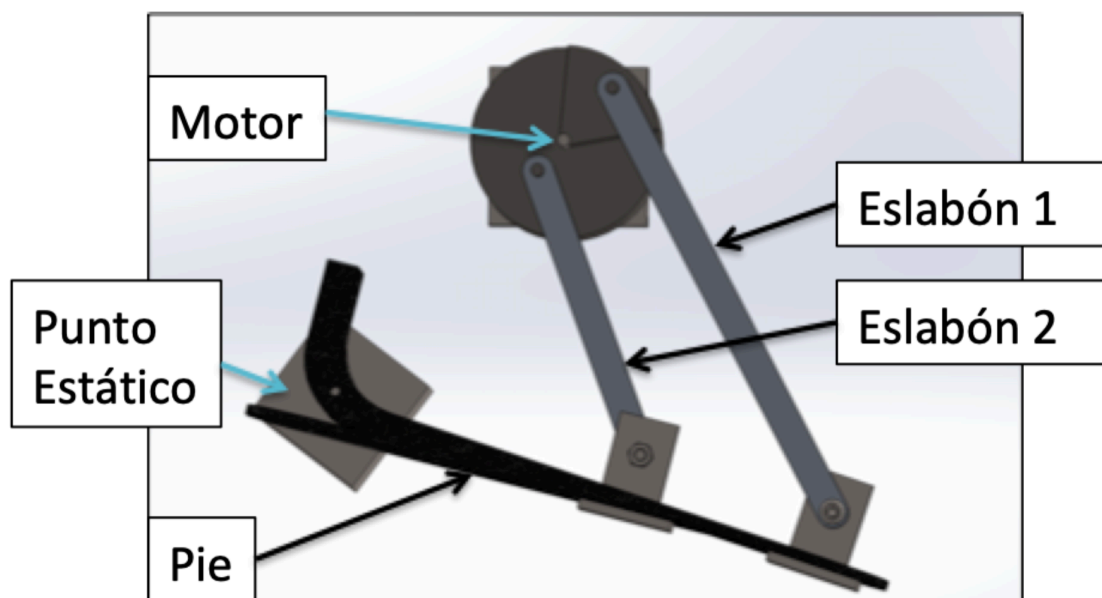


Figura 64: Primer diseño del mecanismo.

La siguiente opción es parecida al modelo final con la diferencia de que se usa un motor sin caja de engranes para levantar el peso. Finalmente, se usó un actuador lineal con una caja de engranes con un par de torsión mayor, de tal manera que pueda levantar el peso. Por lo tanto, se decidió usar un actuador lineal debido a que fabricar una caja de engranes extra costaba 500 dólares aproximadamente mientras que comprar un actuador lineal costo alrededor de 100 dólares. El factor económico es uno de los requisitos de este trabajo de titulación por lo tanto se importó un actuador lineal de Estados Unidos. En la Figura 65 se observa el segundo diseño que llevó al diseño final:

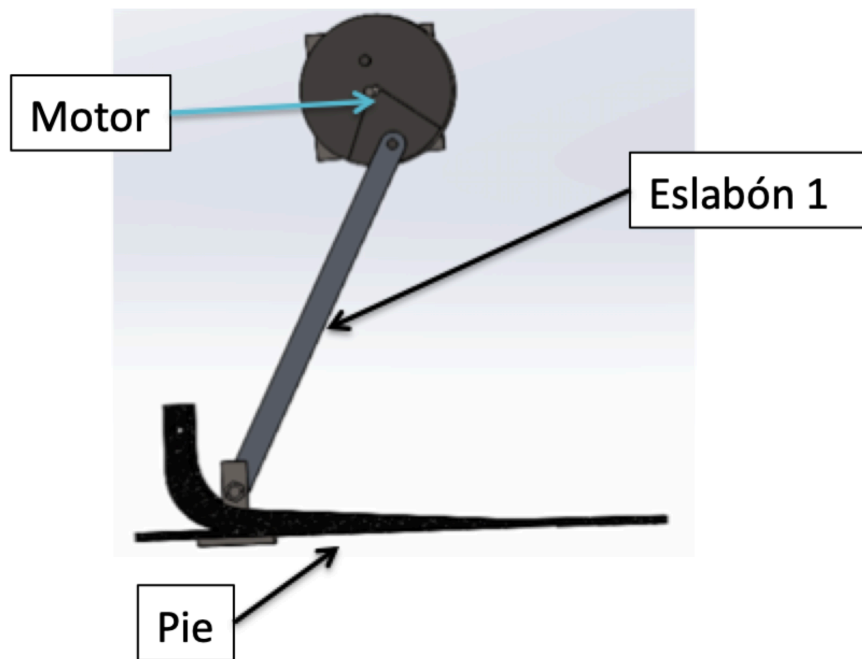


Figura 65: Segundo Diseño

El siguiente paso fue ir armando toda la prótesis pieza por pieza y observar cómo adaptar el diseño en base al actuador lineal importado. Al empujar se genera un ángulo entre el pie y las piezas que simulan la función de la tibia, por lo tanto, se necesitaba buscar una manera de que el pistón del actuador lineal baje verticalmente y empuje la planta de pie con total normalidad. La primera idea para solucionar el problema de la variación de ángulo del tobillo, fue fabricar una riel en el cual el pistón del actuador pueda recorrer el canal por medio de un eje, generando así el ángulo necesario (10° y 12°) para la marcha natural del ser humano. De la misma manera, una vez que el pistón haya generado la angulación necesaria debe regresar por su mismo trayecto, sin embargo, el problema de este diseño radica en la fricción de la riel y lo cual representa problema complicado de resolver. En la Figura 66 se muestra una de las opciones para lograr la inclinación del pie.

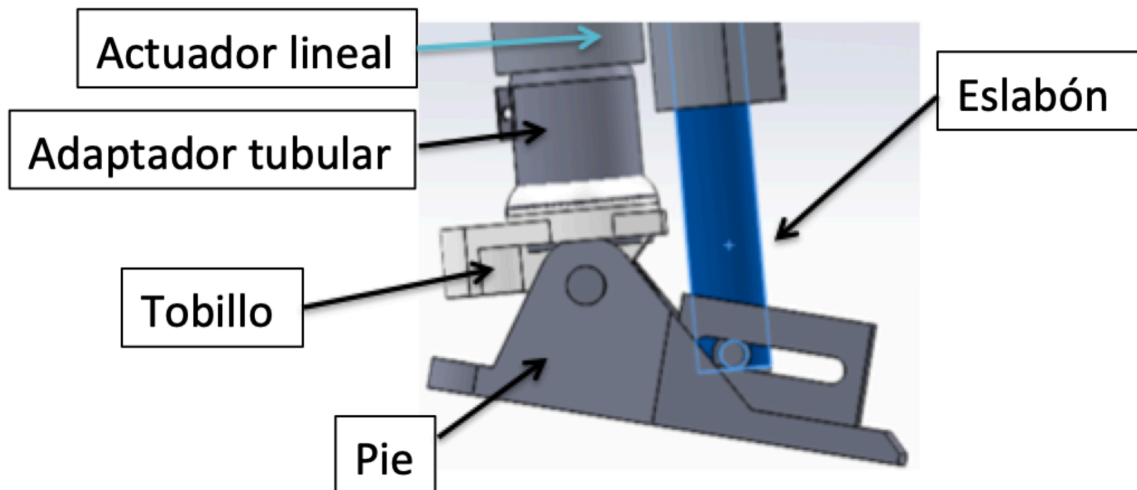


Figura 66: Diseño de riel para el pistón.

La segunda manera de solucionar el problema de la variación de ángulo del tobillo fue creando un arreglo de eslabones permitan la inclinación del pie cuando el pistón del actuador lineal empuje la planta. Esta solución disminuye la cantidad de fricción que se lleva a cabo durante el proceso. En la Figura 67 se muestra la segunda opción y la que es elegida.

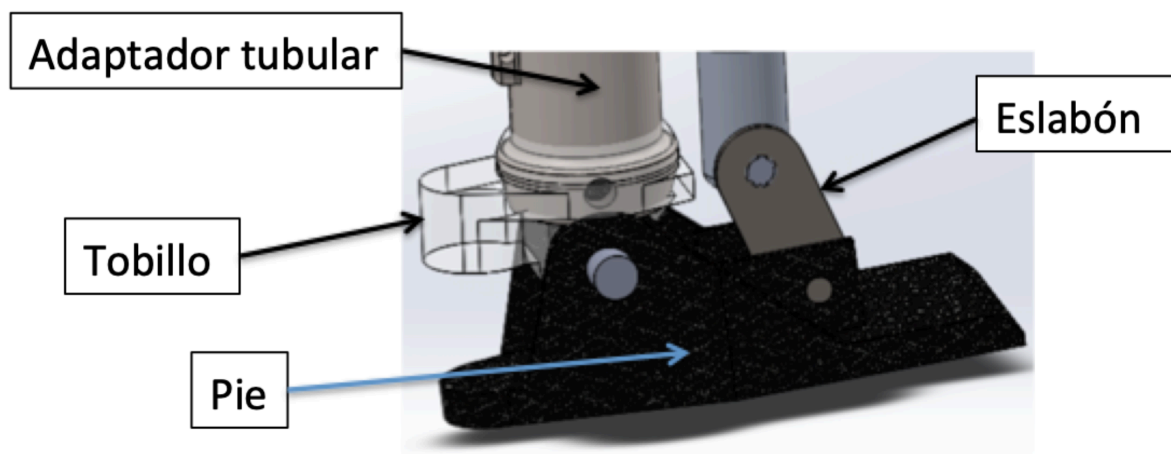


Figura 67: Diseño de eslabones.

A fin de reducir el peso se adaptó piezas de titanio importadas por la fundación que de igual manera, se decidió importar ya que el costo de cada pieza comprada es de \$16 mientras que hacerla costaba \$700. A continuación se muestra el diseño CAD final en la Figura 68.

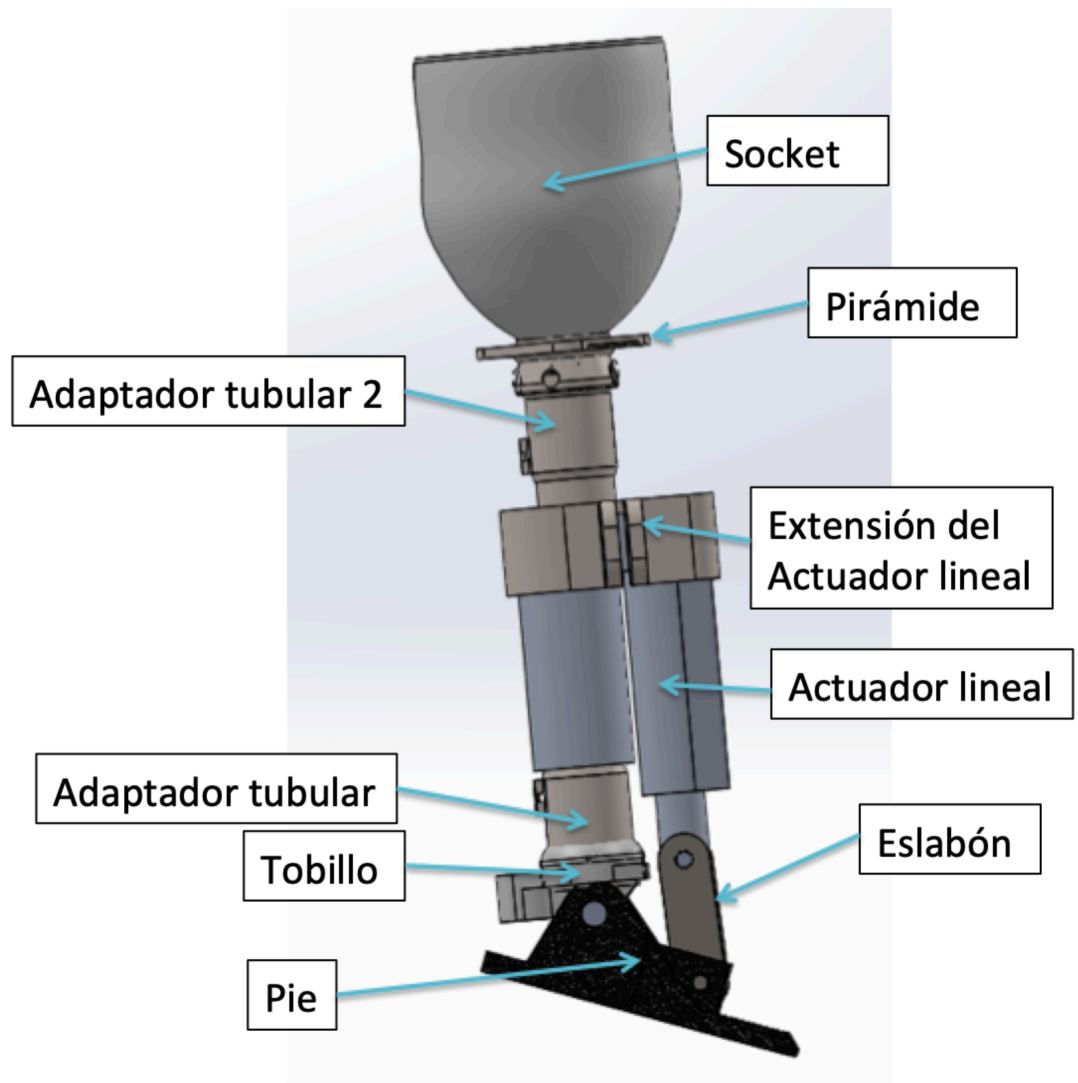


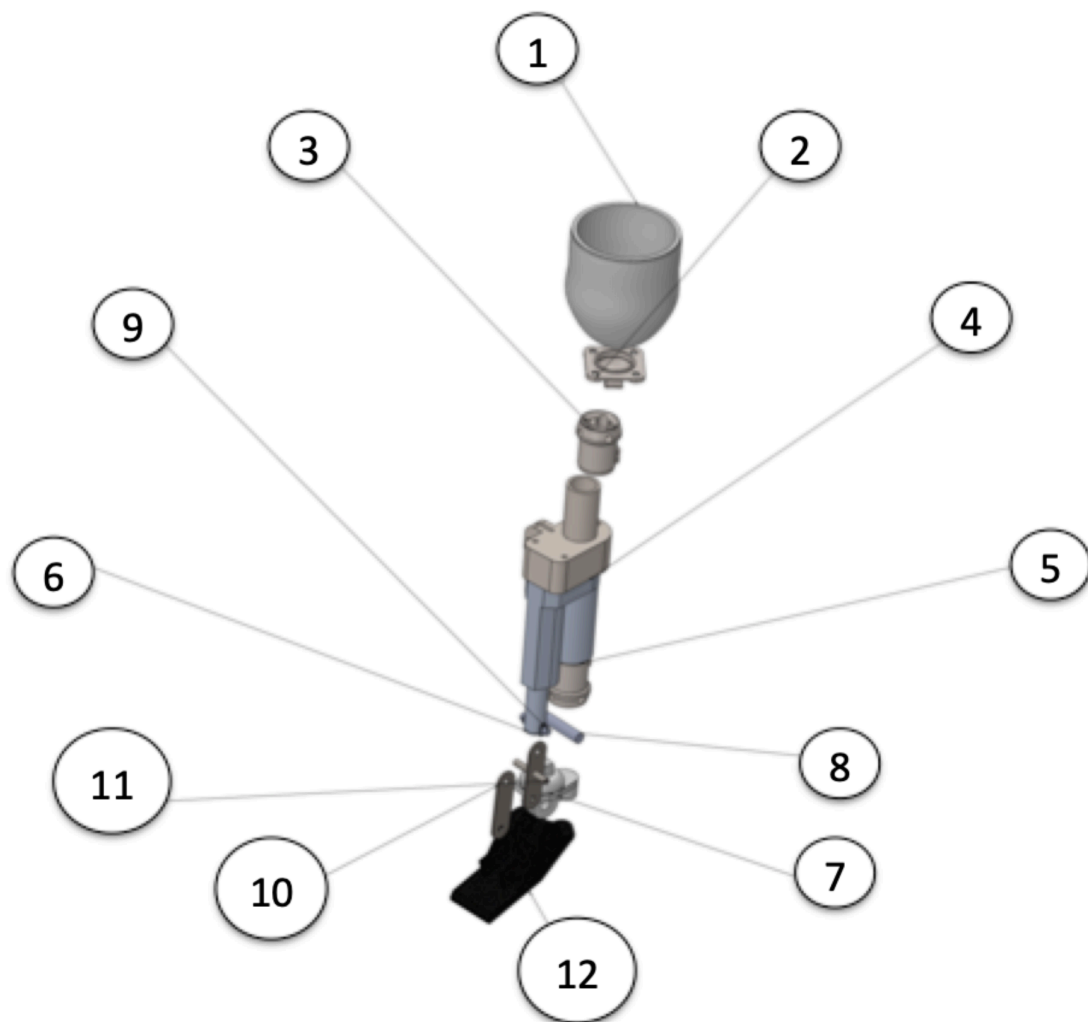
Figura 68: Modelo CAD Final

Posteriormente a mostrar el diseño CAD final se muestra el despiece de la prótesis.

En esta sección se describen las partes de la prótesis. En la Figura 69 se muestra el despiece de la prótesis y en la Tabla 23 se muestra el material del cual están fabricados:

Tabla 23: Materiales y piezas.

Número de pieza	Nombre	Material
1	Socket	Copolímero PP
2	Adaptador tubular	Titanio
3	Pieza de acoplamiento	Titanio
4	Extensión del actuador lineal	Acero inoxidable
5	Actuador lineal	Aluminio
6	Pistón del actuador lineal	Aluminio
7	Tobillo	Fibra de carbono
8	Eje	Acero 1018
9	Eje del actuador lineal	Acero 1018
10	Eslabón	Acero 1018
11	Eje	Acero 1018
12	Pie	Fibra de carbono

**Figura 69:** Despiecé de diseño final.

2.6 Simulaciones

En la siguiente sección se muestra las simulaciones realizadas en Solidworks de cada pieza de la prótesis. Se realizó una simulación de movimiento para observar la movilidad del mecanismo. Para comprobar la resistencia del material se hicieron simulaciones con cargas estáticas para obtener un Von Misses máximo y mínimo que fue usado posteriormente para obtener el factor de seguridad a fatiga y con el valor máximo de Von Misses se realizó un análisis estático.

2.6.1 Simulación de movimiento.

La simulación de movimiento se realizó en Solidworks para observar la movilidad del mecanismo y observar si cumple con las condiciones de la marcha de un ser humano. Para lograr este movimiento se simuló un motor lineal en el pistón del actuador lineal para que empuje o se contraiga según sea necesario. En base a esta simulación se seleccionó la mejor manera de ubicar el actuador y ensamblar con los demás componentes para lograr una marcha natural del ser humano. En sí en el diseño final, el motor empuja el pistón y el eslabón se inclina permitiendo que el pie de fibra de carbono tenga una variación de ángulo de 10° grados.

En la Figura 70a se muestra la primera etapa en el cual el ángulo entre los componentes que simulan la tibia y el pie es de 90° para posteriormente en la Figura 70b se obtenga una variación de ángulo de 10° hacia abajo empujando el pie y simulando la etapa de vuelo:

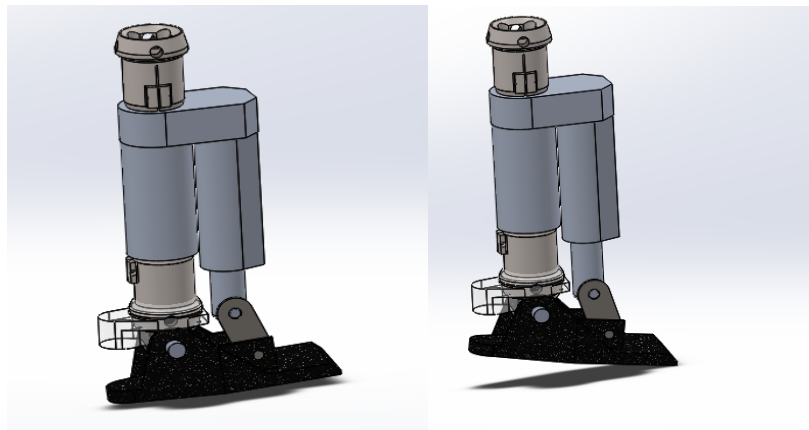


Figura 70 a

Figura 70 b

Figura 70: Simulación de Movimiento del tobillo.

2.6.2 Simulación con cargas estáticas.

En esta sección se realizaron simulaciones por medio de elementos finitos en Solidworks de cada pieza mencionada anteriormente para después hacer cálculos de los factores de seguridad estáticos y a fatiga de cada una de estas en base a su Von Mises más alto. En las siguientes figuras se muestran las simulaciones para posteriormente mostrar los cálculos realizados.

La primera pieza que se analiza es el socket o encaje, el cual cumple la función de envolver y ajustarse al muñón del individuo en estudio. El socket está fabricado de polipropileno. En la Figura 71 se puede ver que el principal dato obtenido de esta simulación es el mayor Von Mises que es 0.9451MPa , el cual se usará posteriormente para los cálculos de factores de seguridad. En la Figura 72 se muestra la parte interior del socket y los esfuerzos mostrados en colores azul y amarillo.

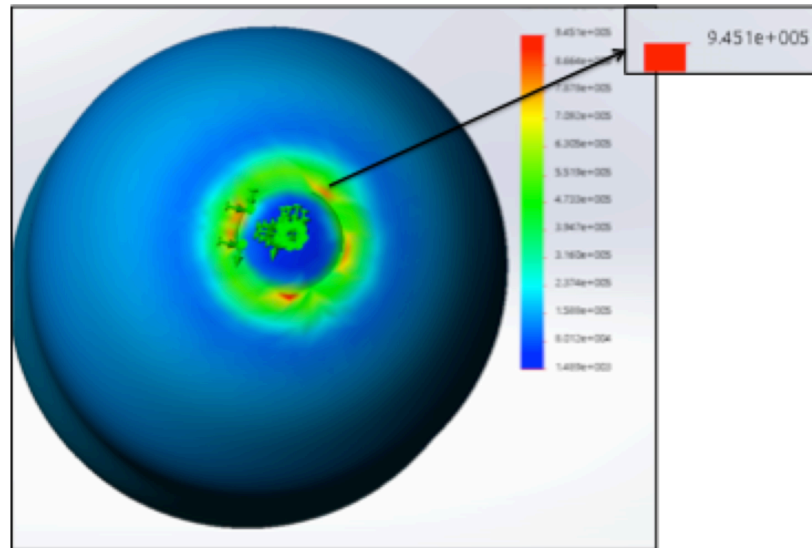


Figura 71: Simulación del Socket.

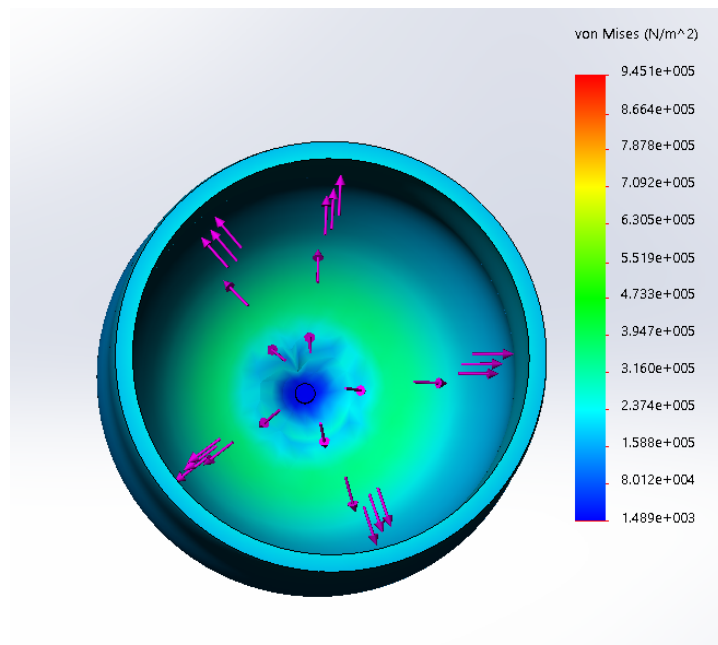


Figura 72: Simulación de la parte interna del socket.

La siguiente pieza, lleva como nombre Pirámide y como ya se explicó anteriormente, tiene la funcionalidad de sujetar el socket con el resto de los componentes. Además, esta pieza está hecha de titanio CP-Ti UNS R50400, por lo tanto, fue una de las piezas importadas y alteradas para incluirse en este diseño. Como ya se mencionó se elige titanio por ser un material resistente y liviano. En la Figura 73 se muestra la simulación estática y como se

doblaría si estaría únicamente esta pieza sometida a toda la carga. En la Figura 74 se indica el lugar donde se encuentra el mayor valor de Von Misses. El principal dato obtenido de esta simulación es el mayor Von Misses que es 17.38 MPa

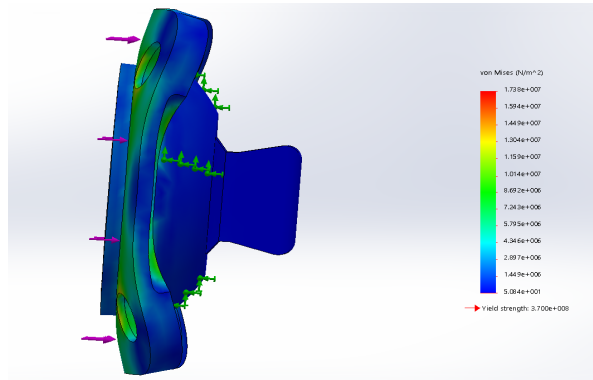


Figura 73: Simulación estática de la pieza Pirámide.

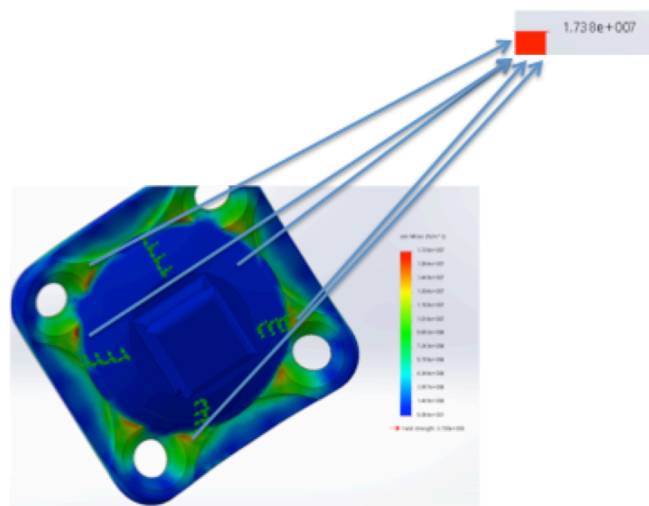


Figura 74: Lugar de Von misses.

La siguiente simulación es de la pieza que lleva por nombre adaptador tubular,, cuya funcionalidad es unir el actuador lineal con el resto de componentes que suplantán la función de la tibia, por lo tanto, es una pieza de titanio adaptada a este diseño. En primer lugar, para realizar la simulación se fijó la parte de abajo y se colocó la carga de 588.6 N en la parte de superior. El resultado de la simulación se puede observar en la Figura 75 mientras que en la Figura 76 se muestra el lugar donde se encuentra el mayor

Von Misses. Esta pieza fue fabricada de titanio CP-Ti UNS R50400 y como se muestra en la Figura 67 su mayor Von Misses es 11.77 MPa

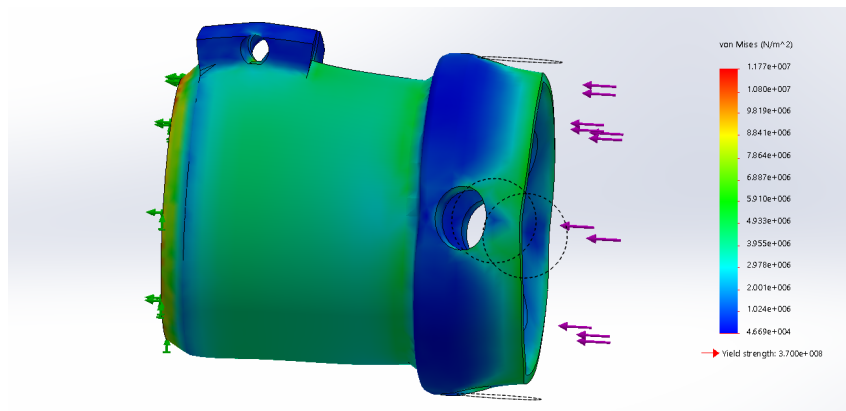


Figura 75: Simulación del adaptador tubular.

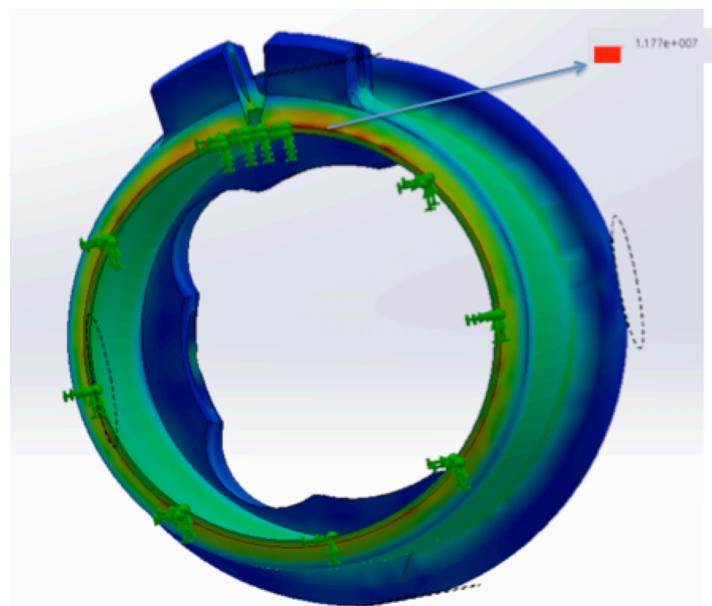


Figura 76: Puntos donde es máximo el Von Mises.

La siguiente pieza a analizar es la extensión del actuador lineal. Esta pieza fue fabricada de acero inoxidable y su principal función es adaptar el diseño para incluir el actuador lineal comprado, por lo tanto, se ajusta hacia el actuador lineal y hacia la pieza de titanio mostrada anteriormente. Para simular se colocó las restricciones en la parte inferior como se muestra en Figura 77 de color verde y las flechas moradas representan a la carga como se muestra en la Figura 78. Además, en la Figura 78 se puede observar la ubicación del mayor Von Misses cuyo número es de $1.143 \times 10^7 \text{ MPa}$

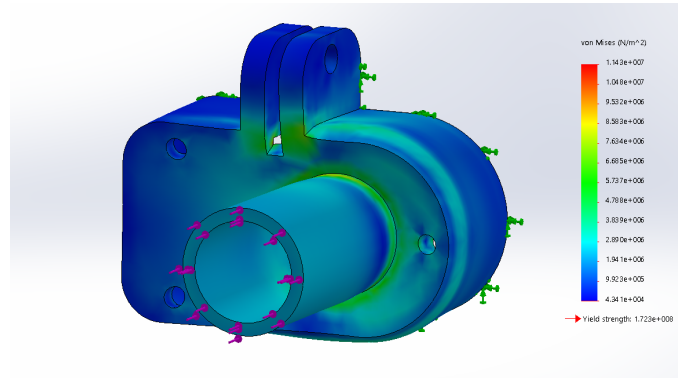


Figura 77: Extensión del actuador lineal

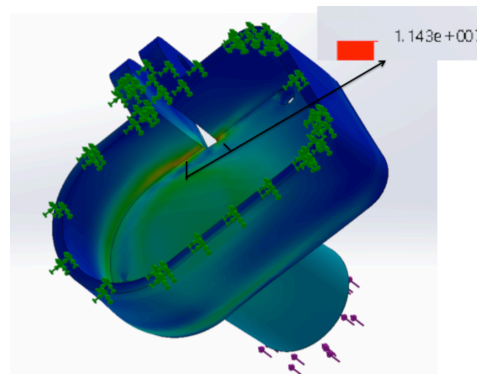


Figura 78: Máximo Von Misses.

El siguiente elemento a analizar es el adaptador tubular inferior que conecta el motor del actuador lineal y la articulación de tobillo de fibra de carbono. En la Figura 79 se muestra las restricciones en flechas de color verde y la carga de 588.6N es representada con las flechas moradas. En la Figura 80 se muestra que la pieza de conexión en acero tuvo como Von Misses máximo 9.901MPa.

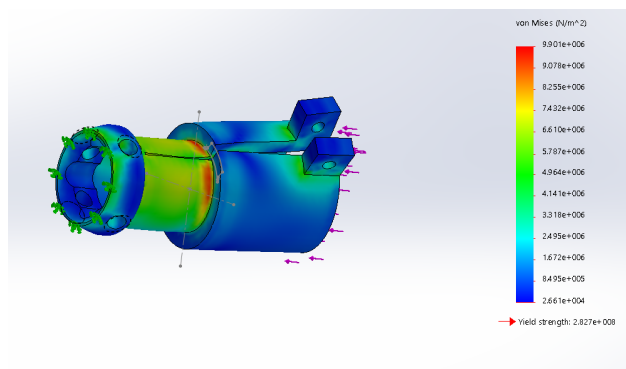


Figura 79: Adaptador tubular inferior.

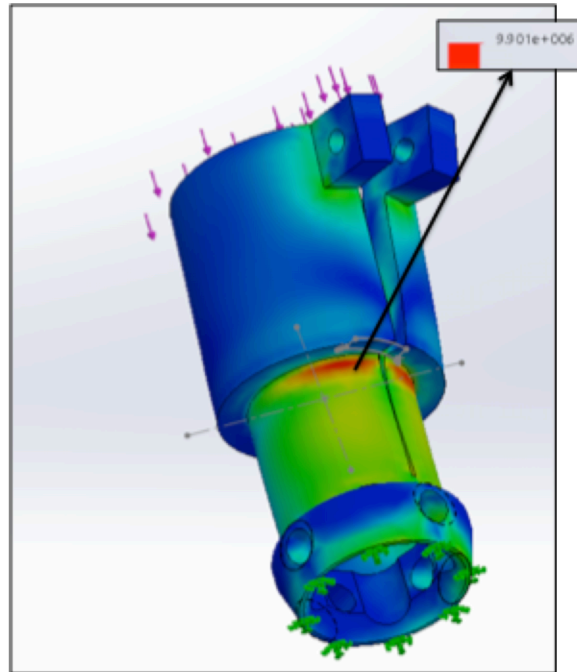


Figura 80: Máximo Von Misses

La siguiente pieza es el tobillo fabricado de fibra de carbono y tiene la función de suplantar el tobillo de un ser humano. Para realizar la simulación se insertó las restricciones como se muestra en la Figura 81, en la cual las flechas de color rojo representan a la carga de 588.6N. Además, como se observa en Figura 82 el mayor Von Misses de la pieza es 6.273MPa.

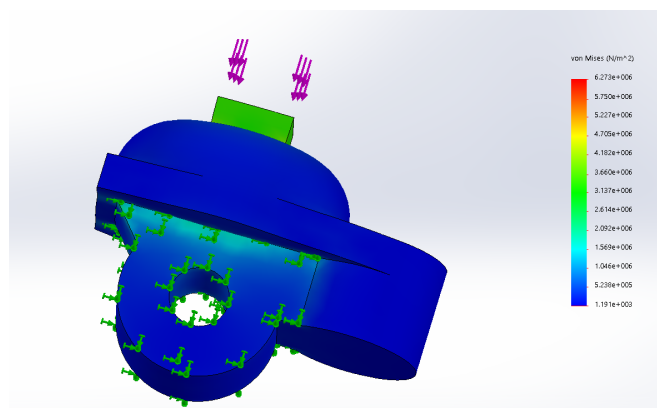


Figura 81: Tobillo articulado.

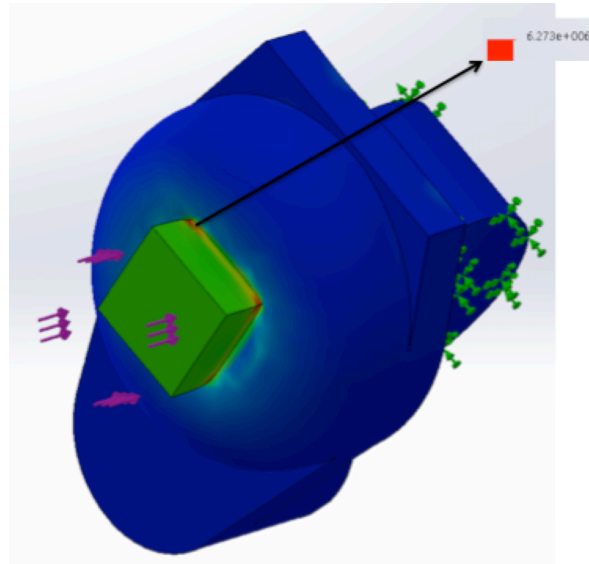


Figura 82: Mayor Von Misses

La siguiente es el eslabón que permite la inclinación del pie hasta 10° grados de variación. En la Figura 81 se puede observar que para obtener la simulación es necesario ubicar las restricciones en los huecos del eje y la carga de 588.6N comprime al eslabón cuando el pistón del actuador linear se encuentra en extensión. En la Figura 83 se pueden observar las restricciones de color verde mientras que la carga de color morado. Se puede observar que el mayor Von Misses es de color rojo y está ubicado en el hueco del pin. En la Figura 84 se muestra que el eslabón tiene como máximo Von misses 16 MPa en compresión.

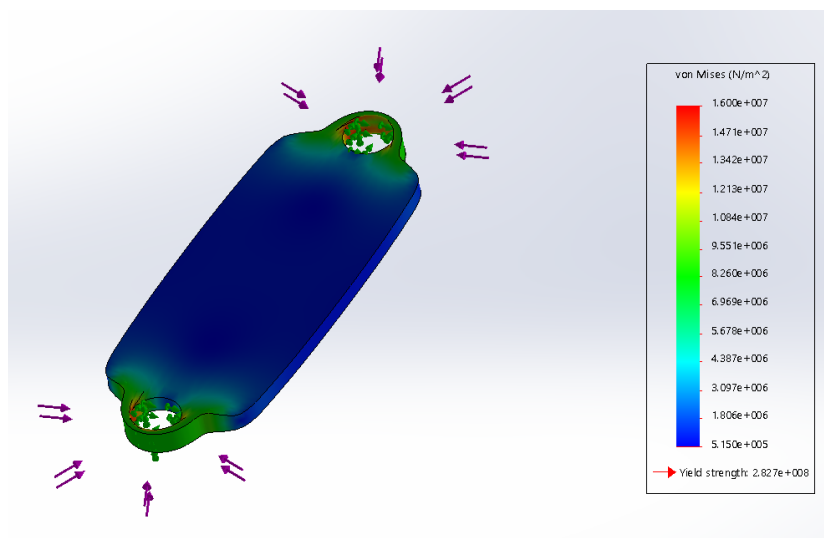


Figura 83: Eslabón en compresión.

Otra opción es cuando el pistón del actuador lineal sube entonces el eslabón se encuentra en tracción. En la Figura 84 se muestra que, al igual que en compresión, el valor máximo es de color rojo y con un valor de Von Misses 16 MPa.

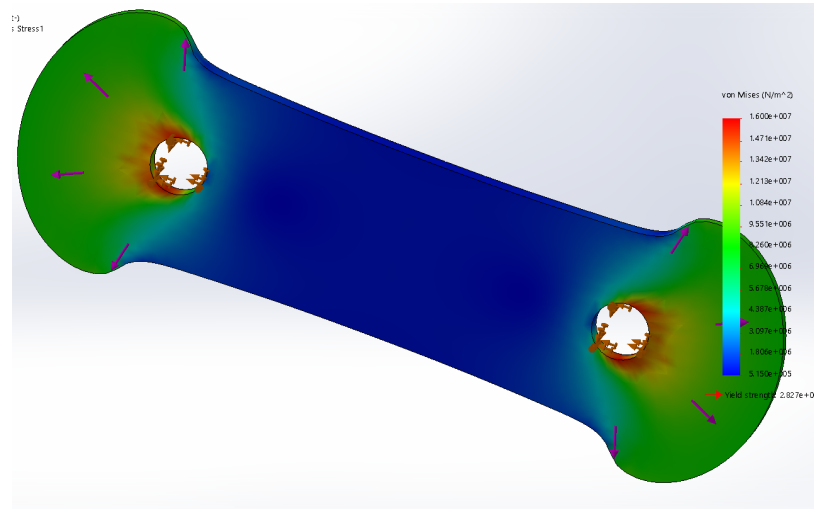


Figura 84 : Eslabón a tensión.

Finalmente se analiza la simulación para la última pieza que es el pie articulado. La Figura 85 representa el pie en la prótesis y cumple función plantar de un pie humano. Esta pieza fue fabricada de fibra de carbono para cumplir con los requerimientos de resistencia y peso. Para realizar la simulación se colocó la restricción en la planta del pie que son las flechas verdes mostradas en la Figura 85 y la carga de 588.6N que está representada por las flechas moradas como se observa en la Figura 86. En la Figura 86 se muestra la simulación estática y el mayor Von Misses es 15.71 MPa.

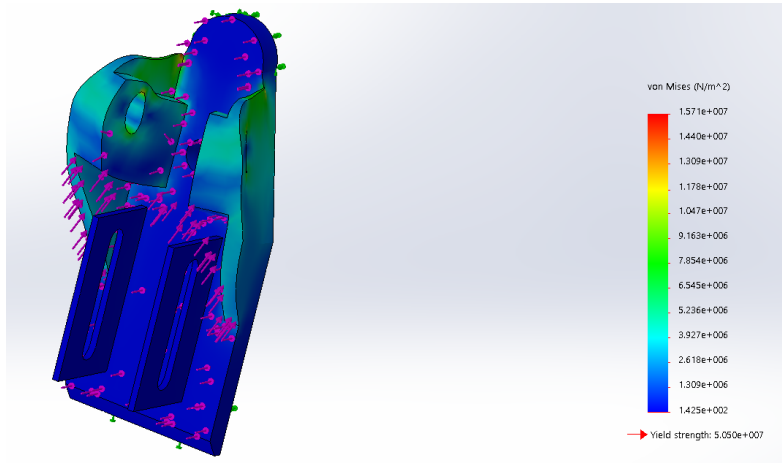


Figura 85: Pie articulado de fibra de carbono

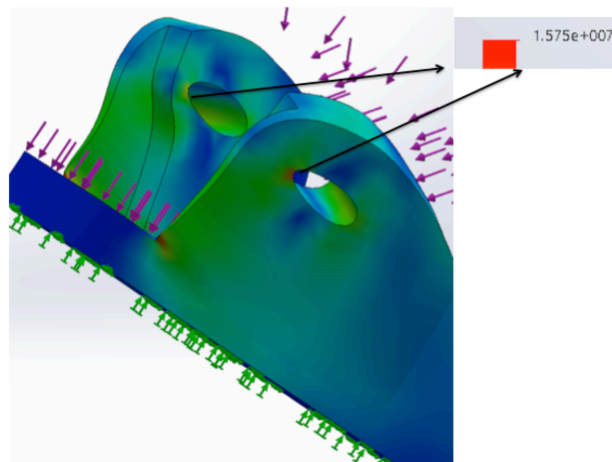


Figura 86: Máximo Von Mises

2.6.3 Cálculos de factores de seguridad en base a las simulaciones

Se debe tener en cuenta que una carga estática es una fuerza estacionaria o un par de torsión que se aplica a un elemento, los cuales no deben cambiar su magnitud, dirección ni los puntos en los que son aplicados o es aplicado. Esta carga puede producir tensión o compresión dependiendo de su dirección. Teniendo en cuenta los datos que se obtuvo con mayor número de Von Mises en las simulaciones estáticas obtenidas anteriormente, se muestra a continuación los factores de seguridad calculados con la fórmula 1 de forma estática.

$$1) \quad n = \frac{S_y}{\sigma'}$$

Uno de los requerimientos de este diseño es la resistencia, por lo tanto, se debe evitar que cualquiera de las piezas se separe en dos o más, se distorsione permanentemente y dañe su geometría, degradando así su confiabilidad y funcionar tenga probabilidad de falla. En la Tabla 24 se muestran los factores estáticos de seguridad obtenidos con la ecuación (1). El menor factor es 15 por lo tanto ninguna de las piezas falla estáticamente.

Tabla 24: Factores de seguridad estáticos

Pieza	S_y [Mpa]	σ' [Pa]	n
Socket	27.5	9.45×10^5	29.1
Pieza superior	370	1.604×10^7	23.1
Pieza de conexión	420	6.273×10^6	66.95
Talón	420	1.571×10^7	26.75
Pie de fibra	172.339	1.143×10^7	15
Extensión del actuador lineal	282.7	1.6×10^7	17.67
Eslabón	282.7	9.901×10^6	28.55
Pieza de conexión en acero	370	1.738×10^7	21.3

Cálculos a fatiga

En esta parte se muestra el diseño de cada una de las piezas para que dure a una vida infinita y asegurar el funcionamiento de la prótesis por un largo periodo de tiempo y reducir los problemas que se le puedan producir al individuo. Se asume un enfoque estructurado en el diseño contra la falla por fatiga. Al igual que con los cálculos estáticos, los cálculos a fatiga se basan en los resultados obtenidos de las simulaciones. Debido a la complejidad del cálculo a fatiga se seguirá la metodología de hacer los cálculos por etapas para al final obtener los factores de seguridad de cada una de las piezas diseñadas.

La prótesis al caminar se encuentra sometida a cargas repetidas ya que el individuo apoyará y levantará su peso dependiendo si se encuentra en etapa de vuelo o asentamiento.

Este proceso cíclico se muestra en la gráfica de la Figura 87 donde se observa cómo varía el esfuerzo en base al tiempo.

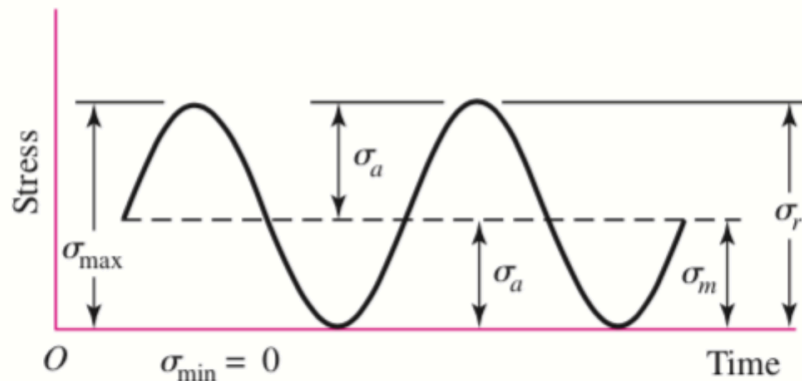


Figura 87: Carga repetida (Budynas & Nisbett , 2011)

Los pasos a seguir se describen a continuación. Primeramente se calcula los factores que modifican el límite de resistencia a fatiga los cuales se definen y se usan para tomar en cuenta las diferencias entre la pieza de prueba y las piezas diseñadas en relación con las condiciones de superficie, tamaño, carga, temperatura, confiabilidad y diversos factores. Seguidamente se analiza con esfuerzos fluctuantes, combinación con modos de carga, esfuerzos variables o daño por fatiga acumulada dependiendo de la situación de la pieza.

Límite de resistencia a fatiga.

En esta parte se muestra los cálculos realizados para la resistencia a fatiga. Antes de calcular los factores que modifican el límite de resistencia a fatiga, se determinó que criterio se usa para obtener el factor de seguridad. Por lo que, para obtener el factor de seguridad a fatiga se usa Goodman modificado, siendo la fórmula para calcular este factor de seguridad a fatiga según Goodman es la siguiente:

$$(2) \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ult}} = \frac{1}{n}$$

Para obtener el factor de seguridad con esta ecuación se necesita: σ_a es el componente de la amplitud, σ_m componente del esfuerzo medio S_e que es el límite de resistencia a fatiga y S_{ult} es el esfuerzo último. A continuación se realizan los cálculos respectivos para obtener

el límite de resistencia a fatiga nombrado a partir de esta parte como S_e el proceso se muestra a continuación. Si la resistencia a la tensión mínima $S_{ut} \leq 1400MPa$ se usa la fórmula número (3) $Se' = 0.5S_{ut}$ para obtener la propia muesca de la vida rotativa.

En la Tabla 25 se muestran los cálculos en base al material y a su esfuerzo último. La muesca de vida rotativa de cada pieza es tomada en cuenta para calcular el factor de seguridad.

Tabla 25: Limite de resistencia a fatiga

Pieza	S_{ult}	Se'	Material
Socket	27.6	13.8	Titanio
Pieza superior	344	172	Titanio
Pieza de conexión	344	172	Titanio
Extensión del actuador lineal	513.613	256.8	Acero inoxidable
Eslabón	425	212.5	1023 acero al carbono
Pieza de conexión en acero	425	212.5	1023 acero al carbono

Para obtener el límite de resistencia a fatiga se deben calcular cada uno de los factores que son afectados por varios efectos mostrados a continuación. Para el límite de resistencia a fatiga se usa la formula (4).

$$(4)S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f Se'$$

Además, para calcular el factor de seguridad a fatiga también se necesitara calcular σ_a , σ_m por lo que se usan las siguientes formulas. La fórmula (5) sirve para calcular el esfuerzo medio y la (6) para calcular el esfuerzo amplitud que servirá posteriormente para calcular el factor de seguridad.

$$(5) \sigma_m = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} + \sigma_{m\acute{i}n}}{2}$$

$$(6) \sigma_a = \left| \frac{\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n}}{2} \right|$$

En las simulaciones se obtuvo los valores mínimos y máximos de Von misses para cada pieza donde cada valor obtenido será usado para realizar los cálculos del factor de

seguridad a fatiga. Conociendo que el individuo apoya y levanta la prótesis, se obtuvo un esfuerzo mínimo σ_{min} de 0 para cada pieza cuando se encuentra levantada la prótesis, mientras que el valor máximo de Von Misses obtenido es el esfuerzo máximo. En la Tabla 26 se muestran los resultados resumidos obtenidos de las simulaciones.

Tabla 26: Valores de Von Misses y carga mínima

Pieza	$\sigma_{m\acute{a}x}$ [Pa]	σ_{min} [Pa]
Pieza superior	1.738×10^7	0
Pieza de conexión	4.486×10^6	0
Extensión del actuador lineal	1.5710^7	0
Eslabón	1.6×10^7	0
Pieza de conexión en acero	9.901×10^6	0

A continuación, se muestra el mismo proceso para obtener el k_a , el factor de modificación de la condición superficial, que depende de la condición del acabado superficial de la pieza y de la resistencia a tensión. Se determinan expresiones cuantitativas para acabados comunes como: esmerilado, maquinado o estirado en frío, laminado en caliente o forjado. Los datos recolectados por Lipson y Noll y reproducidos por Horger se obtuvieron la siguiente fórmula en base al esfuerzo último.

$$k_a = aS_{ut}^b$$

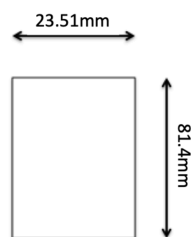
Los factores de a y b se encuentran tabulados en la Tabla 6.2 de Shigley. Se toma en cuenta que todas las piezas fueron maquinadas, por lo tanto, los factores son: Factor a es de 4.51 y el Factor b es de 0.265 para todas las piezas (Budynas & Nisbett, 2011). En la Tabla 27 se muestra el factor de superficie obtenido para todas las piezas.

Tabla 27: Factor de superficie

Pieza	k_a	Material
Pieza superior	0.959	Titanio
Pieza de conexión	0.959	Titanio
Extensión del actuador lineal	0.863	Acero inoxidable
Eslabón	0.907	1023 acero al carbono
Pieza de conexión en acero	0.907	1023 acero al carbono

El siguiente factor es el factor de tamaño k_b . Este factor se evalúa en 133 conjuntos de puntos de datos. Según Budynas & Nisbett el factor de modificación del tamaño para una carga axial no existe, por lo que se asume que es uno, mientras que los factores para flexión y torsión se necesitan calcular como se realiza posteriormente para la pieza que extiende el actuador lineal.

La pieza denominada extensión para el actuador lineal se encuentra sometida a flexión como se observó en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 49. De igual manera, esta pieza se encuentra en modo no rotativo y para el cálculo del diámetro equivalente se asume que la pieza es un rectángulo y se calcula su diámetro efectivo al igual que en la sección anterior: $d_e = 0.808\sqrt{hb} = 35.347mm$. Donde las dimensiones de la pieza son $h = 23.51mm$ $b = 81.4mm$ como el rectángulo mostrado a continuación en la Figura 88.

**Figura 88:** Dimensiones de la pieza a analizar.

Obteniendo el diámetro efectivo se calcula el factor de tamaño con la siguiente fórmula obtenida de Shigley en base al rango del diámetro efectivo ($51 < d \leq 254mm$). La fórmula se muestra a continuación y el cálculo del factor de tamaño:

$$k_e = \left(\frac{d}{7.62}\right)^{-0.107} = \left(\frac{35.347mm}{7.62}\right)^{-0.107} = 0.8486$$

Donde el factor para la pieza sometida a flexión fue de $k_e = 0.8486$. En la Tabla 28 se muestra los factores de tamaño de todas las piezas de la prótesis.

Tabla 28: Factor de tamaño.

Pieza	k_b	Carga
Pieza superior	1	Axial
Pieza de conexión	1	Axial
Extensión del actuador lineal	0.8486	Flexión
Eslabón	1	Axial
Pieza de conexión en acero	1	Axial

A continuación, se muestra como obtener el factor de modificación de carga k_c . Al realizar los ensayos a fatiga, si las piezas están sometidos a una carga ya sea axial, torsión o flexión, los límites a fatiga difieren con su esfuerzo último. En la Tabla 29 se muestran los valores de cada pieza y a qué tipo de carga se encuentran sometidas.

Tabla 29: Factor de modificación de carga

Pieza	k_c	Carga
Pieza superior	0.85	Axial
Pieza de conexión	0.85	Axial
Extensión del actuador lineal	1	Flexión
Eslabón	0.85	Axial
Pieza de conexión en acero	0.85	Axial

Según el libro de Shigley, el factor de temperatura como su nombre lo indica, depende de la temperatura en la que se encuentra la superficie. Si las temperaturas de operaciones son menores que la temperatura ambiente la pieza tiende a aumentar la posibilidad de tener fracturas frágiles. Por otro lado, si las temperaturas son mayores, se debe investigar la fluencia ya que la resistencia disminuye rápidamente con la temperatura. Por lo tanto, cualquier esfuerzo inducirá flujo plástico, concluyendo que este factor depende del tipo de material y la temperatura. Todos los componentes de la prótesis se encuentran a temperatura ambiente por lo tanto el factor de temperatura es:

$$k_d = 1$$

El siguiente factor obtenido es k_e que es el factor de confiabilidad. Este factor se aplica por la dispersión de datos, ya que la mayoría de datos de resistencia se reportan como el promedio de estos. Según Haugen y Wirching se muestra una desviación estándar de resistencia a la fatiga de menos de un 8%. Por lo tanto:

$$k_e = 1 - 0.08z_a$$

Donde los valores de cualquier confiabilidad deseada pueden sacarse de la tabla A-10 del libro de Shigley. Sin embargo, en la Tabla 6-5 del libro de Shigley se proporcionan los factores de confiabilidad más usados comúnmente. Usando un porcentaje de confiabilidad de 99.9% encontrado en la Tabla 6-5 para todos los componentes el factor es:

$$k_e = 0.753$$

El siguiente factor obteniendo es k_f , el cual se denomina factor de modificación de efectos varios. Este factor tiene el propósito de tomar en cuenta la reducción del límite de resistencia a la fatiga debida a otros efectos pero estos datos no siempre pueden ser encontrados. Como por ejemplo, los esfuerzos residuales pueden afectar de manera positiva o

negativa al límite de resistencia. Otros ejemplos de estos efectos varios son: corrosión, recubrimiento, metalizado por aspersion, frecuencia cíclica o corrosión por frotamiento. En este análisis se asume que no existen efectos varios en ninguna de las piezas de la prótesis. Tomando en cuenta que no existen efectos varios, $k_f = 1$. En la Tabla 30 se muestra los cálculos realizados de cada factor descrito anteriormente para cada pieza. En la última columna se observa la resistencia a la fatiga.

Tabla 30: Resistencia a la fatiga.

Pieza	k_a	k_b	k_c	k_d	k_e	k_f	Se'	$Se[MPa]$
Pieza superior	0.959	1	0.85	1	0.753	1	172	105.6
Pieza de conexión	0.959	1	0.85	1	0.753	1	172	105.6
Extensión del actuador lineal	0.863	0.849	1	1	0.753	1	256.8	141.6
Eslabón	0.907	1	0.85	1	0.753	1	212.5	123.4
Pieza de conexión en acero	0.907	1	0.85	1	0.753	1	212.5	123.4

En la Tabla 31 mostrada a continuación se observa los factores de seguridad a fatiga. Se diseñó para vida infinita, de tal manera que prótesis tenga una confiabilidad que asegure una larga vida de los implementos y con pocos problemas. Los factores de seguridad se muestran en la última columna.

Tabla 31: Factores de seguridad a fatiga

Pieza	S_{ult} [MPa]	σ_m	σ_a	S_e [MPa]	n
Pieza superior	344	8.69×10^6	8.69×10^6	105.57	9.3
Pieza de conexión	344	8.02×10^6	8.02×10^6	105.57	10
Extensión del actuador lineal	513.613	4.95×10^6	4.95×10^6	141.61	15.7
Eslabón	425	8×10^6	8×10^6	123.36	11.95
Pieza de conexión en acero	425	4.95×10^6	4.95×10^6	123.36	19.3

En la Tabla 31 se muestra que el menor factor de seguridad de 9.3 que es la pieza superior en el gráfico, por lo tanto, dicho valor sería el factor de seguridad de toda la prótesis, lo que significa que la prótesis está sobredimensionada. Esta entra dentro del tubo de conexión como se muestra en la Figura 44.

Se mencionó en los cálculos analíticos que no existe un S_e para todos los materiales, por lo tanto, no se realizó cálculo de factor de seguridad a fatiga para el socket porque está fabricado con polipropileno. Además, se conoce que para un porcentaje de 17.5% de fibra de carbono con aproximadamente $\sigma_{max} = 44 \text{MPa}$, la probeta tiene una vida infinita de más de 10^6 ciclos conociendo que el talón tienen $\sigma_{max} = 15.7 \text{MPa}$, lo cual es más bajo que los ensayos de la fuente encontrada se puede asumir que se encuentra en vida infinita y lo mismo sucede con el pie que es una pieza crucial de la prótesis, con un $\sigma_{max} = 11.43 \text{MPa}$ y se puede asumir que está en vida infinita.

Capítulo 3. Construcción y pruebas

En este capítulo se muestran los métodos implementados en la construcción de la prótesis transtibial y las pruebas realizadas en el individuo. A continuación se detalla el proceso de construcción. Inicialmente se comenzó con la construcción del socket. Posteriormente, se dio forma de pie a una plancha de fibra de carbono donada.

3.1 Descripción de los componentes

En esta sección se describe cada uno de los componentes utilizados para la construcción de la prótesis. Se describe su función, materiales y se muestra la pieza terminada en imágenes.

Pie articulado de fibra de carbono

El pie utilizado para esta prótesis es hecho de fibra de carbono, un proceso realizado por medio de moldes. Este componente tiene una articulación en la parte superior que va conectada a una pieza tipo tobillo por medio de un eje. Además, consta de un pequeño amortiguador de caucho en la parte anterior del pie, el cual detiene el movimiento del tobillo cuando alcanza un cambio de ángulo determinado. En la superficie media del pie se encuentra acoplado dos cojinetes que sirven de soporte y acople con el motor. La parte posterior del pie contiene una lámina de carbono el cual proporciona una pequeña flexión así como los dedos del pie humano. Por último, en la planta inferior del pie se encuentra un orificio que permite introducir un perno para fijar el eje. El pie de carbono se muestra en la Figura 89:



Figura 89: Pie articulado de fibra de carbono.

Tobillo articulado de Fibra de carbono

Esta pieza es el complemento del pie mencionado anteriormente, fabricado de fibra de carbono. Consta de una base en la parte superior en que debe ensamblarse la pirámide metálica que se menciona más adelante. Por otro lado, contiene un orificio por el cual atraviesa el eje metálico a fin de fusionar el mecanismo con el pie articulado. La parte anterior de este componente está diseñado para que haga contacto con el amortiguador del pie de fibra de carbono y el movimiento se detenga al producirse la variación de ángulo. A continuación, se muestra la pieza a detalle en la Figura 90:



Figura 90: Tobillo articulado de fibra de carbono.

Eje metálico del tobillo

Este componente sirve para unir el pie con el tobillo y obtener la articulación deseada. Cabe destacar que esta pieza es hecha de acero para evitar posibles fracturas o fallas. En la parte intermedia del cilindro se encuentra una pequeña superficie plana el cual sirve como punto de apoyo al momento de introducir el perno por debajo del pie. La Figura 91 muestra el eje:



Figura 91: Eje metálico del tobillo.

Pirámide

La pirámide metálica forma parte del tobillo articulado. Este componente tiene como función principal corregir o modificar la alineación de la prótesis con respecto al suelo

(inversión y eversión). Esta pirámide es fabricada de titanio debido a que debe tener una gran resistencia a la carga y optimiza el peso de la prótesis. Esta pieza tiene un diseño en forma de pirámide cuadrada con la finalidad de que pueda variar su posición por medio del ajuste del adaptador tubular que se muestra más adelante. Esta pieza se ensambla con la superficie superior del tobillo de fibra de carbono y con la parte inferior del socket. La forma y diseño de este componente se muestra a continuación en la Figura 92:



Figura 92: Pirámide.

Adaptador tubular de titanio

En el diseño se tiene dos piezas similares pero la que encuentra ubicada en la parte superior se une al adaptador tubular, está fabricada de titanio y es menos larga y ancha que la que se encuentra conectada al motor del actuador lineal. La que se encuentra en la parte inferior está fabricada de acero por la facilidad de modificación. Ambas están diseñadas para unirse a la extensión del actuador y acoplarse junto con la pirámide y el adaptador tubular a la marcha del individuo. Con esta pieza es posible modificar la alineación del paciente. La pieza de titanio se muestra en la Figura 93.



Figura 93: Adaptador tubular de titanio.

Adaptador tubular de acero

Esta pieza tiene dos funciones: se ensambla con la pirámide del tobillo articulado y se une al motor del actuador lineal. Funciona como abrazadera que se ajusta con un perno y está diseñado de acero debido a que tiene que adaptarse a las medidas del cilindro del motor, por lo que tiene un arreglo soldado. Un extremo de la pieza contiene cuatro roscas a una angulación determinada, por el cual se introducen pernos que se acoplan a las paredes de la pirámide metálica. De esta manera, los pernos pueden modificar la posición y angulación del cilindro del motor y por lo tanto, la orientación de la prótesis con respecto al suelo. El adaptador tubular se muestra en la Figura 94:



Figura 94: Adaptador tubular de acero.

Actuador lineal

El actuador lineal posibilita el movimiento del tobillo por medio de un tornillo sin fin. Básicamente, su funcionamiento se fundamenta en la extracción y contracción de un pistón, en el cual su posicionamiento se determina por un arreglo de fines de carrera. Está diseñado para un empuje máximo de 667.5N, a un voltaje de 12 voltios y un amperaje que varía de acuerdo a la carga a la que se encuentre sometida. Pesa alrededor de 0.68 kg, lo que significa que únicamente el actuador conlleva la mitad del peso total de la prótesis. En el extremo del pistón se tiene un orificio que va conectado a los cojinetes del pie de carbono por medio de un eje metálico. De esta manera, al extraer o comprimir el pistón podrá empujar la planta del pie y obtener un movimiento de articulación del tobillo. Por medio de programación es posible regular la longitud de alargamiento del pistón. A continuación, se muestra el actuador lineal a utilizarse:



Figura 95: Actuador lineal.

Como se mencionó anteriormente el actuador lineal puede levantar 68 kg o 667.5N, el cual se encuentra dentro del rango para levantar al individuo que pesa 60kg. Desarmándolo se puede observar la manera de funcionamiento y cómo lograr levantar toda la carga. Por el

factor económico de los requisitos planteados se eligió comprarlo y acoplarlo al diseño, pero de igual manera se lo analizó en el apéndice C donde se muestra el cálculo para saber su torque inicial en base al torque final.

Se usó un actuador lineal, el cual fue importado de Estados Unidos y en las siguientes imágenes se puede observar sus componentes al desarmarlo. En la Figura 96 se muestra la caja de engranes en vista lateral y 97 se observa la caja de engranes en vista superior que es usada para aumentar el torque de entrada.

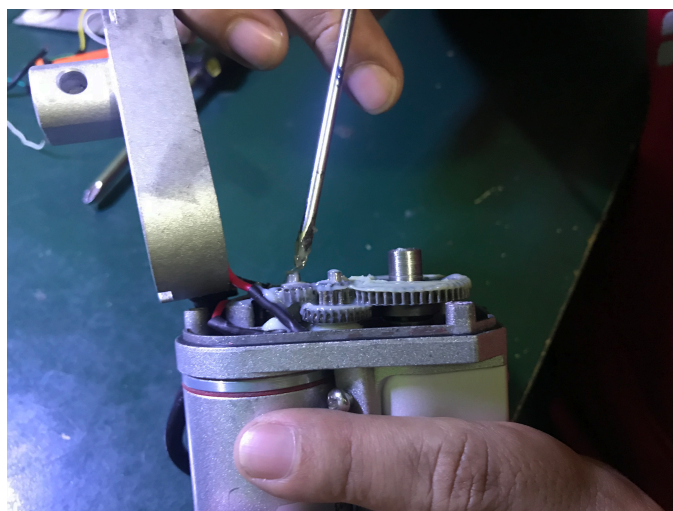


Figura 96: Caja de engranes.



Figura 97: Caja de engranes.

El actuador usa un tornillo sin fin para empujar el pistón 1 cm que es lo necesario para mover el ángulo entre 10° y 12° del tobillo al caminar. Este se muestra en la Figura 96.

Utiliza fines de carrera para detectar el avance del pistón cuando haya llegado a su límite y en

la programación se conoce exactamente la ubicación gracias a un potenciómetro lineal. El potenciómetro varía la resistencia en base a la distancia que es movido al pistón del actuador lineal, por lo tanto, cuando el pistón se mueve el potenciómetro también y la resistencia cambia reconociendo su localización exacta. Los fines de carrera son mostrados en la Figura 99.

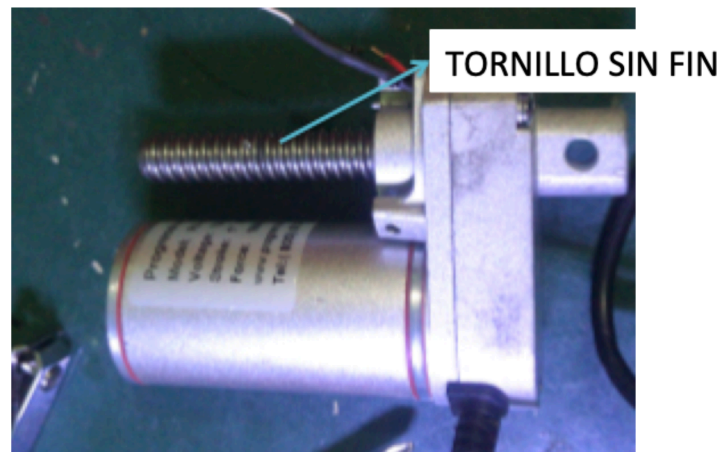


Figura 98: Parte del tornillo sin fin.

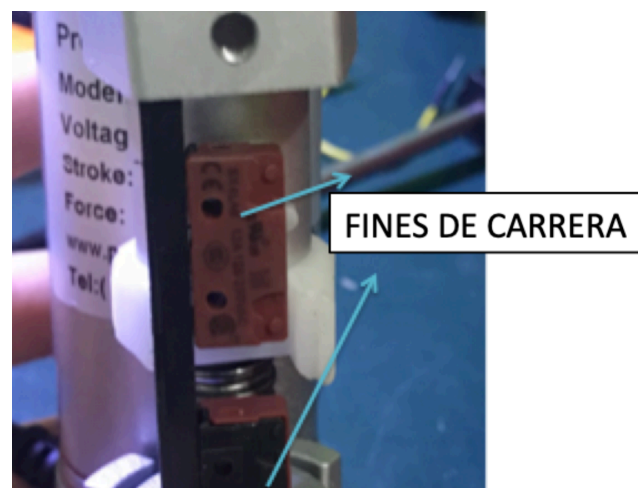


Figura 99: Fines de Carrera

3.2 Fabricación de los componentes

En esta sección se muestra la metodología usada para construir o adaptar cada componente de la prótesis transtibial. Hay que recalcar que cada parte fue diseñada para un

individuo en específico con ciertas características como: altura de la amputación de 27.5cm del suelo al muñón, dimensiones del pie y su respectivo corte de la tibia mostrado en la Figura 100. Se comenzó construyendo el socket.

Fabricación del Socket (encaje)

El siguiente paso que se siguió fue la fabricación del socket o encaje. El encaje o socket es el componente que une el muñón del paciente a la prótesis transtibial. La fabricación del socket es fundamental para una prótesis debido a que si no se ajusta correctamente puede producir dolores, ampollas y otro tipo de molestias al ejercer puntos de presión en el muñón. El peso de la persona debe distribuirse cómodamente sobre las paredes del socket, eliminando zonas de presión y permitiendo que se introduzca el muñón completamente. La construcción del socket es realizado minuciosamente a través de los siguientes pasos:

1. *Toma del molde negativo*
2. *Socket de prueba*
3. *Cono de acolchonamiento para el muñón.*
4. *Fabricación del socket*

Para obtener el molde negativo es necesario limpiar la zona del muñón para que se encuentre libre de grasas. Luego se toma pequeños rollos de yeso en tela, los cuales se sumergen en agua y se procede a envolverlos alrededor del muñón. Debido a que esta amputación es transtibial, la tela de yeso debe cubrir hasta un poco más arriba de la rodilla del paciente formando un ángulo de 90 grados entre la tibia y el fémur. Además, es importante tomar medidas de las dimensiones del muñón para que sean comparadas más adelante con el molde positivo. En las Figura 95 se muestra la toma del molde negativo:



Figura 100: Toma del molde negativo del muñón.

Una vez que se tenga el caparazón del molde negativo, se procede a mezclar agua con yeso en polvo hasta que se obtenga un líquido medio espeso. Es importante bañar la superficie interior del molde negativo con jabón y agua para evitar futuras complicaciones al momento de extraer el caparazón exterior. Luego, se vierte la solución espesa dentro del molde hasta que se llene completamente y se coloca un tubo metálico, el cual servirá como base de soporte para realizar futuras correcciones del molde positivo. Una vez que se han transcurrido al menos 30 minutos, se comienza a quitar la capa del molde negativo y así obtener el molde positivo. En la Figura 100 se muestra la obtención del yeso del muñón del individuo el cual es necesario para obtener un modelo CAD del muñón del individuo para posteriormente modelar el socket. Finalmente, para escanear se necesita pegar unos puntos de referencia por lo tanto se necesitó pintar el yeso para lograr el escaneo del modelo como se muestra en la Figura 101. Se realizaron dos modelos positivos ya que para la fabricación del socket no fue útil pintado.

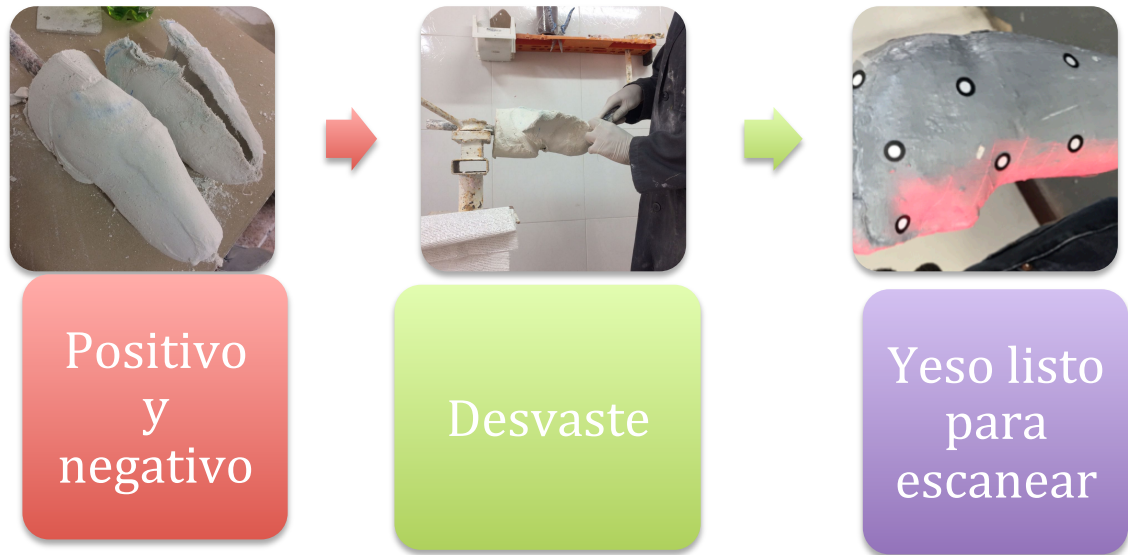


Figura 101: Obtención del yeso

Para el escaneo del muñón se utilizó un HandySCAN 700 con objetivos de 6mm de diámetro. Estos denominados objetivos sirven para establecer puntos de referencia y escanear la forma del muñón. El uso del escáner es simple pues solo se prende y apunta el dispositivo hacia los objetivos y la forma se va apreciando en la pantalla, para luego guardarlo en formato de Solidwoks como se realizó para este proyecto. En la Figura 102 se muestra el escáner y el yeso con los objetivos usados durante el proceso del escaneo.



Figura 102: Escaneo del yeso

En las Figuras 103 y 104 se muestra el escaneo del yeso y cómo se obtiene los datos en la computadora. En las imágenes pueden observar los resultados en el programa del escáner y como aparecen los puntos de referencia para posteriormente formar superficies. Finalmente se guarda el archivo en formato parte de Solidworks.



Figura 103: Datos obtenidos del scanner.

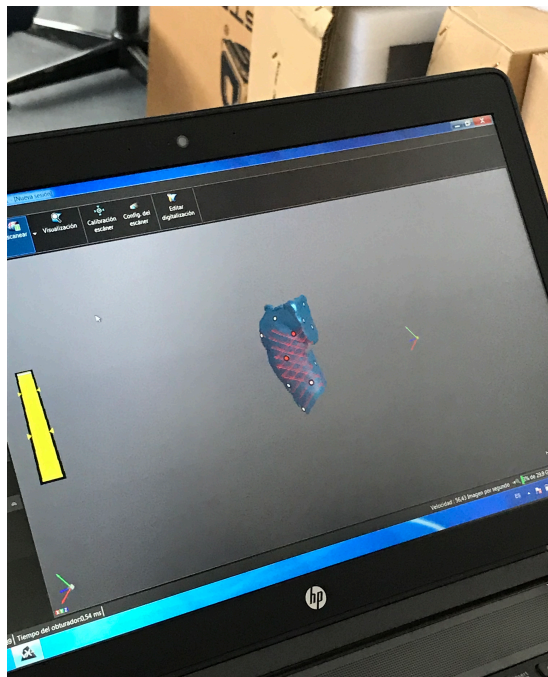


Figura 104: Obtención del muñón en 3D

Antes de diseñar el modelo final del socket, es necesario realizar un socket de prueba que permita verificar las medidas y el perfecto acople del muñón. El material utilizado es un plástico más barato y frágil, por lo que su corte debe realizárselo con mucho cuidado. Para esto, se toma un plástico de acuerdo a las medidas de unas placas metálicas cuadradas, las cuales sirven de enganche para luego colocar todo en conjunto dentro del horno a 160 grados centígrados. Se espera a que el plástico se vuelva maleable y forme una gota a causa de la gravedad. Una vez que esté listo se toma el plástico y se lo coloca sobre el molde de yeso verticalmente. Se espera hasta que se enfríe y se procede a cortar y pulir los bordes del socket de prueba. A continuación se muestra imágenes del proceso en la Figura 105.



Figura 105: Proceso de fabricación del socket de prueba

Este cono se construyó con un material tipo acolchonado (eva) y resistente, el cual sirve para evitar posibles rasgaduras que podría ocasionar el socket y también para mayor comodidad del paciente. Sus medidas se toman en base al molde positivo, se vierte engrudo en seco para que sus extremos sean unidos y se calienta por un minuto en un horno para que pueda adherirse sin ningún problema al molde positivo. Es necesario también colocar una placa metálica cuadrada en la punta del cono, el cual sirve como acople entre el socket y el tobillo metálico de la prótesis. La siguiente Figura 106 se muestra el desarrollo del cono del socket:



Figura 106: Cono de acople al muñón.

Finalmente, se realiza el último paso para elaborar el socket, el cual consiste en calentar una plancha de plástico de 1 centímetro de espesor en el horno a 225 grados centígrados. Se espera que se caliente por 15 minutos hasta que el plástico se encuentre maleable, luego se saca del horno y se lo toma con guantes especiales para envolverlo sobre el molde positivo con el cono puesto. Se corta los excedentes del plástico, se espera que se enfríe y se corta para tomar la figura del socket correspondiente. Por último, se pule los bordes cortados para que no haya ningún tipo de rasgaduras que puedan afectar al paciente

(Kickstarter, 2018). De esta manera, se obtiene el socket tal y como se muestra en la Figura 107.



Figura 107: Elaboración del socket.

3.3 Diseño del circuito.

Para el control del actuador lineal se usan dos módulos L298N los cuales serán salidas, es decir, estos sirven para introducir unos y ceros en la programación. Si se introducen dos ceros se detiene el motor, en cambio si se introduce 0,1 gira en un sentido y si es 1,0 gira en el otro. Se usan dos ceros para mejorar el rendimiento del motor y poderlo usar a 12V. El módulo posee dos canales H para controlar el sentido de giro del actuador lineal. Este módulo está conformado por un driver L298N, sus diodos de protección, y un regulador de voltaje de 5V(78M05). En la Figura 106 se muestra cómo deben ser conectando para su funcionamiento. En la Figura 109 se muestra que posee el módulo. Se usan dos para no sobrecalentar el regulador y poder llegar a 12V.

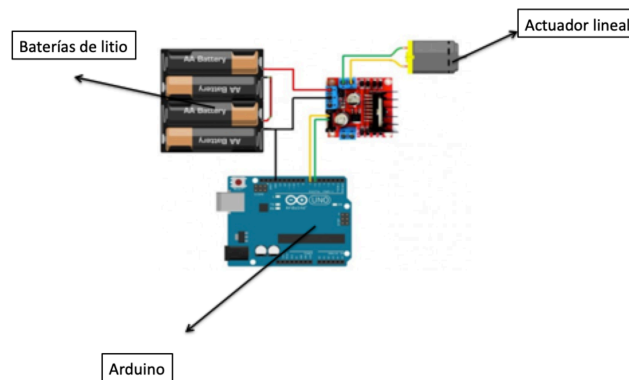


Figura 108: Esquema del circuito.

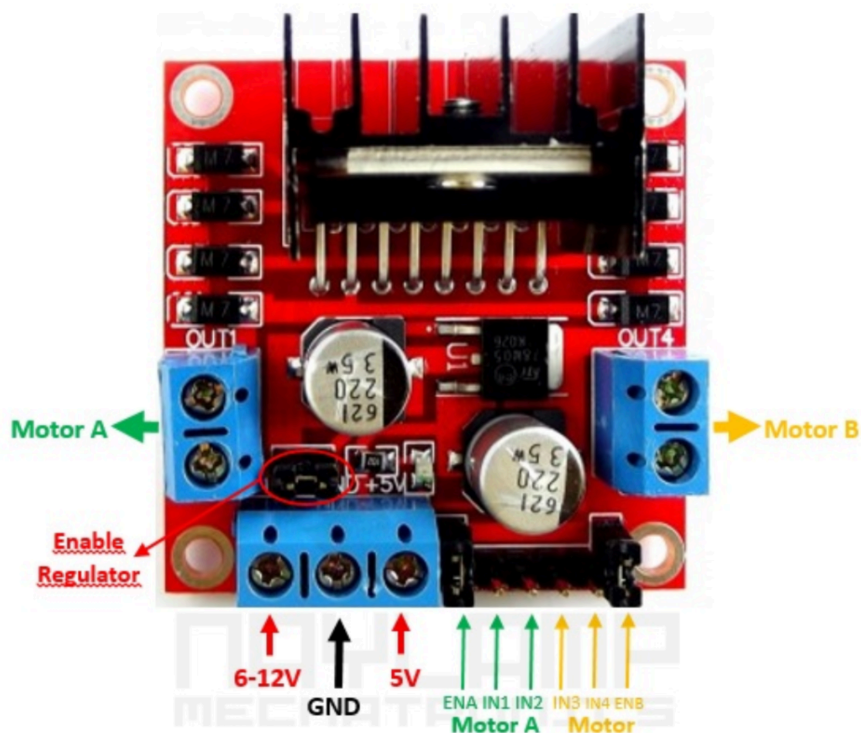


Figura 109: Esquema del módulo L298N.

Se usan los pines ENA, In1, In2 para controlar el motor. Donde ENA habilita uno de los motores, ya que se pueden controlar dos con un solo driver. Conociendo esto se explicará detalladamente el sistema de ceros y unos. El actuador lineal gira en sentido horario si In1 tiene un uno y si In2 es cero. El sentido anti horario se obtiene si In1 envía un cero y si In2 un uno. Estos unos y ceros son unos lógicos. Si envían uno por In1

saldrán 6V por el cable y si envían cero se enviara Ground o tierra (0V) (L298N data sheet, 2018).

Ya se explicó anteriormente en la parte de selección de alternativas que se usará un sensor de peso con su módulo HX711. Este usa dos cables para conectarse al Arduino y a su módulo. Este módulo es un transmisor de celda de carga, el cual se muestra en la Figura 110. Este es un transistor de celdas de carga y Arduino, en resumen permite leer las celdas de carga. Este chip posee internamente la electrónica para la lectura del puente wheatstone formado por la celda de carga y un conversor ADC de 24bits. Se comunica con Arduino mediante dos pines. La celda de carga está formada por galgas extensiométricas configuradas con este puente wheatstone. Se necesitan 4 cables, dos se conectan al Arduino y dos a la galga.

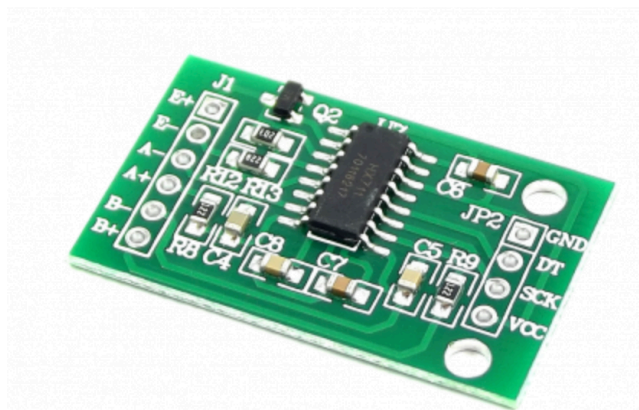


Figura 110: Módulo HX711.

3.3.1 Ubicación del sensor

El sensor de peso será ubicado en la parte inferior del pie de caucho para optimizar su funcionalidad. El sensor necesita sentir los cambios de presión para enviar señales, por lo que necesita un lugar para soporte. El sensor se ubicó en la cubierta de caucho del pie, conectando con el pie de fibra de carbono. Para optimizar su funcionalidad se ubicará el

sensor en la planta del pie.

El programa en arduino es simple. Si el peso aumenta envía una señal para sacar el pistón y si, por el contrario, el peso disminuye envía una señal para contraerla, caso contrario detecta el cambio y se queda en la posición inicial. La ubicación del sensor se muestra en la Figura 111.



Figura 111: Ubicación del sensor

3.4 Edición de las piezas para acoplar al diseño.

Las piezas de titanio fueron importadas del exterior y obtenidas como segunda mano. Son piezas usadas comúnmente en prótesis mecánicas, pero tuvieron que ser editadas para acoplarlas a este diseño. Se conoce que cada una tiene su función y son adaptables para cualquier tipo de prótesis. El tobillo articulado de fibra de carbono permite la flexión plantar mientras que las piezas de titanio y la de acero sirven para acoplar el movimiento de la prótesis al individuo, pues cada persona tiene diferente inversión y eversión. Para optimizar costos se editaron estas piezas. Las piezas de titanio solo se acoplaron al diseño por la dificultad de maquinar. Se construyó una pieza de acero para acoplarles a las piezas de

titanio. A continuación se muestra la edición de las piezas en la Figura 112.



Figura 112: Modificación de la pieza.

3.4.1 Modificación del pie de fibra de carbono.

La fundación Hermano Miguel realizó una donación de un pie de fibra de carbono en partes y se le dio la forma para acoplarla al diseño. A continuación se muestra como se modificó la forma del pie para acoplarlo el diseño montado en la Figura 113.



Figura 113: Modificación del pie de fibra de carbono.

3.5 Pruebas realizadas para la construcción de la prótesis

En esta sección se muestran las pruebas realizadas para verificar si los requerimientos planteados al inicio de este trabajo de titulación se cumplieron a cabalidad . Por lo tanto se realizaron pruebas con y sin el individuo en estudio.

3.5.1 Pruebas para verificar la eficiencia del actuador lineal

Antes de invertir en un actuador lineal se necesitaba saber si es capaz de levantar el peso de 60kg o si tiene la fuerza mínima de 588.6N. Debido al bajo presupuesto se usó materiales de bajo costo que se muestran en la Figura 114. Se usó un motor con una caja de engranes y se hizo pruebas con un tornillo sin fin para saber cuánto se incrementa la fuerza y si era posible levantar el peso de un ser humano.



Figura 114: Pruebas iniciales

El actuador lineal fue importado de Estados Unidos y a continuación se muestra cómo va colocado el actuador lineal en la prótesis con las características explicadas anteriormente. En la Figura 115 se muestra la ubicación del actuador lineal.



Figura 115: Ubicación del actuador lineal

3.5.2 Pruebas del sensor y del circuito del actuador lineal

Inicialmente se planeaba usar un sensor muscular, sin embargo, nos dimos cuenta que funciona con la estática del ser humano y de sus músculos, por lo tanto, si otra persona hace contacto con el individuo, activa el sensor y se enciende el actuador lineal inevitablemente. Las pruebas se realizaron en brazos, ya que existe mayor información de cómo poner el sensor de acuerdo a los músculos del brazo. Sin embargo, esta alternativa queda descartada debido a que el sensor funciona con la estática del humano, como se explicó anteriormente. La prueba del sensor muscular se muestra a continuación en la Figura 116.

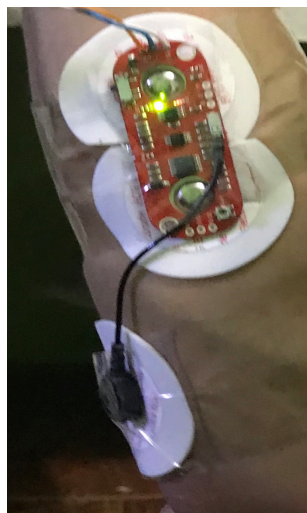


Figura 116: Pruebas del sensor en el brazo

3.5.3 Prueba del socket y altura de la prótesis

En esta parte se muestra las pruebas realizadas del socket en el individuo, así como la verificación de la altura de la prótesis. El socket debe ser cómodo y no ejercer ningún punto de presión en el muñón, para evitar incomodidades y dolores. Además, la altura debe ser la correcta, puesto que una desigualdad del nivel de la cadera podría causar malestares graves a futuro. Sin embargo, tanto el socket y la altura del paciente fueron verificados con el paciente, teniendo como resultado un acople perfecto de los mismos. A pesar de ello, se tuvo que pulir pequeños detalles para que la comodidad del paciente se encuentre al cien por ciento. A continuación, se muestra la prueba de la prótesis en el paciente en la Figura 117



Figura 117: Prueba del socket y la altura del paciente

3.5.4 Pruebas de la prótesis con los componentes electrónicos.

Debido a que parte de este trabajo de investigación, era construir una prótesis con implementos electrónicos que ayuden a la movilidad del tobillo, en esta sección se presenta las pruebas realizadas del circuito. En primer lugar, es necesario realizar pruebas de peso con una prótesis de prueba prestada por la Fundación Hermano Miguel. Es fundamental hacer esta prueba antes de realizarlo con el paciente, para evitar posibles accidentes que pongan en riesgo la salud del paciente. Además, con esta prueba se puede verificar la efectividad del sensor de presión en conjunto con toda la prótesis. A continuación, se muestra la prueba de la prótesis con implementos electrónicos en la Figura 118:



Figura 118: Prueba con componentes electrónicos

La prueba realizada verifica la variación de ángulo que se necesita al caminar, por lo que, el circuito desempeña el objetivo planteado. Sin embargo, existe una pequeña vibración en el circuito debido a la sensibilidad del sensor de presión, es decir, se necesita un pequeño periodo de tiempo hasta que el sensor se estabilice y durante ese tiempo el pistón del motor se desplaza diminutos recorridos. A pesar de ello, mientras el individuo se mantenga en marcha, esta variación no afecta en lo absoluto al individuo mientras camina.

Una vez que se ha comprobado el funcionamiento de la prótesis con el circuito, se procede a probarlo con el paciente. Cabe recalcar que para esta prueba, el paciente debe iniciar con plantar flexión, debido a que fue muy complicado coordinar dos sensores que permitan iniciar la marcha a 90 grados cuando se encuentra de pie. A continuación, se muestra la prueba de la prótesis robótica con el paciente:



Figura 119: Prueba de la prótesis con el paciente

La prótesis con el sensor de presión resultó ser complicada de manera, por lo que el paciente tuvo un poco de dificultades al momento de probar la prótesis. Sin embargo, no hubo complicaciones que pongan en riesgo la salud del paciente y dicha prueba sirvió para hacer las debidas correcciones del circuito.

Capítulo 4. Discusión y Resultados

La prótesis fue construida con diferentes materiales en base a las necesidades de cada pieza. Si la prótesis fuera solo de titanio y fibra de carbono sería más liviana e igualmente resistente, lo que resultaría más óptimo. Sin embargo, por la facilidad de maquinado del acero y su menor costo, las piezas más complejas se construyeron con este metal para mayor precisión. De esa manera, los estudiantes pudieron construir las piezas con la maquinaria disponible en la universidad, lo que disminuye costos de maquinado. Cada pieza tiene su función, por ejemplo, las piezas de acoplamiento están diseñadas para ajustarse al actuador lineal, a los componentes como la pirámide y el adaptador tubular. Se acoplan también a la inversión y eversión explicada en el marco teórico. El modo de andar de cada persona es diferente, por lo tanto, se tiene que diseñar en base a cada persona en específico. Esta prótesis está diseñada solo para el individuo en estudio.

En Ecuador no existe un motor capaz de levantar a un ser humano con un mínimo torque de entrada necesario, por lo que se tuvo que importar el actuador lineal, el cual es capaz de levantar hasta 68kg. Por otro lado, la fabricación del socket es fundamental para una prótesis debido a que si no se ajusta correctamente puede producir dolores, ampollas y otro tipo de molestias al ejercer puntos de presión en el muñón del paciente.

No se realiza el proceso de construcción de placa de fibra de carbono debido a que la fundación Hermano Miguel proporcionó a los estudiantes una articulación de tobillo hecha de fibra. Además, con los recursos de la universidad se pudo adaptar dicha pieza para los objetivos que se plantearon para la prótesis. De igual manera, dos piezas de titanio obtuvieron por donación para que acoplen al diseño, los cuales proporcionaron una gran efectividad en cuanto a resistencia y peso. Estas piezas son esenciales en todas las prótesis de

extremidad inferior, sin embargo, fabricarlas de acero en Ecuador costaba \$700, mientras que encontrarlas como segunda mano de titanio constó \$17, lo que resulta muy conveniente para los parámetros de precio de los requerimientos. Una pieza se une al socket por medio de la pirámide titanio y también al acople de abrazadera tubular que tiene como función principal corregir o modificar la alineación de la prótesis con respecto al suelo.

Se conoce que el tobillo humano hace flexión plantar al caminar y al correr dorsiflexión. El principal objetivo de este diseño es lograr que el individuo camine normalmente, por lo que la prótesis construida solo hace flexión plantar por medio del empuje del actuador lineal. El tobillo y el pie también hacen el movimiento de inversión y eversión como se vio en la sección 1.4, el cual será controlado por la pieza de unión de acero.

Cabe recalcar que no se usó el sensor muscular debido a que funciona a carga estática, sin embargo, se realizaron pruebas para determinar el estado de los músculos encargados de la dorsiflexión y la flexión plantar, de tal manera que imiten el movimiento de una pierna humana real. Una persona normal al caminar necesita solo flexión plantar con una variación de diez a doce grados, por lo que controlar la prótesis por medio de un sensor muscular podría ayudar a mantener el músculo activo para bienestar del individuo. Sin embargo, las señales que envía el sensor muscular resultan ser muy variables, lo que representa una gran contrariedad para controlar los límites de movimiento. Por esta razón, se optó por utilizar un sensor de presión el cual pueda enviar la información de cantidad de presión que se ejerce sobre la planta del pie y el actuador lineal funciona en dependencia de este parámetro. El actuador lineal empuja el pistón si el peso en la prótesis disminuye y contrae el pistón si el peso aumenta del 40%. El actuador lineal utilizado tiene la función de actuar como los músculos principales que se usan durante la marcha que son: astrálogo, el cual se articula con la tibia; y el calcáneo que juntos cargan la mayor parte del peso del cuerpo. La parte mecánica sustituirá la función de los huesos nombrados en la sección 1.7. Los huesos deben

soportar la carga y funcionar como amortiguadores. Según estudios experimentales el 83% de la carga es transmitida por la articulación tibioastragalina mientras que el 17% por el peroné. En este caso las piezas soportan el 100% del peso del individuo.

En resumen, la prótesis es controlada por medio de un sensor presión el cual requirió de varias pruebas dinámicas para saber exactamente en qué rango fluctúa los datos entregados por el sensor y poder programar en base a estos datos. Además, el sensor necesita ser ubicado correctamente en la planta del pie protésico, es decir, en el metatarso de un pie normal, y de esta manera lograr su óptimo funcionamiento. Por último, el actuador lineal se extiende o se comprime de acuerdo a la cantidad de presión que se ejerce sobre el sensor y produce el movimiento de la articulación del tobillo. La parte electrónica no es muy complicada pues se usan dos módulos L298N que sirven para controlar el actuador lineal a 12V. El Sensor de carga o peso usa el módulo HX711 que en resumen sirve para traducir la variación de resistencia en peso.

La prótesis funciona en base a las señales del sensor de carga, asumiendo que se comienza con una pierna y se distribuye más del 40% del peso a la prótesis. En ese momento el pistón se contrae mientras el peso aumenta cuando asienta la pierna y comienza a disminuir el peso el pistón se expande empujando al individuo y generando una marcha normal. La prótesis debe soportar por lo menos el 50% del peso pero lo óptimo es el 100% para una caminata saludable.

Un factor de seguridad estático es la relación de lo que el material puede soportar en el peor de los casos antes de fallar, en base a lo que en realidad puede soportar. Los resultados de factores de seguridad estáticos calculados analíticamente fueron los siguientes: la Pieza superior (3) con el menor factor de seguridad se fabricó de titanio y su factor es 53.3, la Pieza de conexión (4) también fue fabricada de titanio tiene un factor de seguridad de 373.2, el Talón (8) que fue fabricado de fibra de carbono tiene un FS de 501.2, el Pie de fibra

(10) como su nombre lo indica, está fabricado de fibra de carbono y tiene un FS de 175.7, la Extensión del actuador lineal (5) está fabricado de acero inoxidable tiene un FS de 522.6, el Eslabón (9) está fabricado de acero tiene un FS de 518.7, la Pieza de conexión en acero (7) tiene un FS de 284.1 y el Socket (1) está fabricado de polietileno tiene un 174.3, la extensión del actuador lineal tiene el mayor factor de seguridad de 522.6 lo que significa que se está sobredimensionando quinientos veintitrés veces. Estos materiales soportan cargas mayores al peso de una persona y hay que recordar que se están asumiendo que son barras en condiciones perfectas. Está bien que sean tan altos al tratarse de una vida humana.

Los factores de seguridad a fatiga disminuyen ya que por lo general los materiales fallan por fatiga y la prótesis estará sometida a esto. Se obtuvo como resultados que la Pieza superior tiene un factor de seguridad de 23.27, la Pieza de conexión tiene un FS de 163, la Extensión del actuador lineal tiene un FS de 672.8, el Eslabón tiene un FS 350.2 y la Pieza de conexión en acero tiene un FS de 192.

Los factores de seguridad obtenidos por medio de las simulaciones ya bajan porque es más realístico que asumir que todo es barras. Los resultados obtenidos fueron: el Socket tiene un FS en simulación de 2.91, la Pieza superior un FS de 23.1, la Pieza de conexión tiene un FS de 66.95, el Talón de 26.75, el Pie de fibra de 15, la Extensión del actuador lineal un FS de 17.67, el Eslabón de 28.55 y Pieza de conexión en acero de 21.3. En cuanto a los factores de seguridad a fatiga de igual manera que en la parte analítica disminuyen porque los materiales fallan a fatiga. Se obtuvo que la pieza superior tiene un factor de seguridad de 9.3, la Pieza de conexión un FS de 10, la Extensión del actuador lineal un FS de 15.7, el Eslabón un FS de 11.95 y Pieza de conexión en acero un FS de 19.3.

En cuanto al análisis a fatiga, no existe el límite de fatiga para todos los materiales porque no todos fallan a fatiga, por lo tanto, no se realizó un análisis de fatiga del socket ya que está fabricado de polipropileno. En cuanto al pie y al talón que son partes importantes y

se encuentra fabricadas de fibra de carbono. La falla ocurre en la unión entre capas, por lo que al optimizar la adherencia mayor resistencia se tendrá. Lo que ocurre es esto, se produce un despliegue entre las capas, además de una figuración del material y finalmente la rotura. Se conoce que mientras mejor sea la deserción de las fibras mejor será la resistencia a fatiga del pie y el talón pero la presencia de partículas con una dimensión cerca de $50 \mu\text{m}$ disminuye drásticamente la vida de la pieza. Se concluye que la vida de las piezas fabricadas en fibra de carbono depende del método de adhesión, la distribución de las fibras y principalmente la porosidad. Las mecánica, resistencia a la tracción y rigidez son proporcionales a la fracción de fibra. Con aproximadamente $\sigma_{max} = 44\text{MPa}$ la probeta tiene una vida infinita de más de 10^6 ciclos conociendo que el talón presentan un σ' [Pa] de 8.38×10^5 [Pa] la carga es mucho menor a esto se puede asumir que se diseñó para vida infinita. Lo mismo ocurre con el pie de fibra pues la carga es de $\sigma_{max} = 2.39 \times 10^6$, que de igual manera es menor que 44MPa , por lo que el diseño está hecho para vida infinita. Al no tener un Se de la fibra de carbono, el cálculo se basó en los datos experimentales de la fuente confiable: *Fatigue behavior of short carbon fiber reinforced epoxy composites*. En este paper se puede ver que el comportamiento a fatiga de la fibra de carbón es casi linear.

En cuanto a los cálculos de mecanismos el actuador lineal para que la prótesis electrónica sea eficiente debe soportar al menos la carga del paciente y su pistón debe tener una velocidad mínima de salida y compresión de 10.17mm/s . Todos estos resultados proporcionan un enfoque más claro del mecanismo de la prótesis para evita fallas durante pruebas de funcionamiento. La velocidad angular es $\omega_{ao} = 0.442 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$. Se conoce que el ángulo β mostrado en la Figura 54 varía de 104° a 92° , lo que representa una variación de 12 grados. El mecanismo diseñado contiene un grado de libertad debido a que es un sistema simple.

Capítulo 5. Conclusiones y recomendaciones

- Se construyó la prótesis transtibial de extremidad inferior humana con todos los parámetros requeridos tales como: peso, comodidad, durabilidad, fijación, funcionalidad, costos y fuente de energía.
- Esta prótesis le permite al individuo mantener una marcha natural sin generar lesiones en los músculos superiores cerca del fémur, moviendo la articulación de tobillo e impulsando el pie en cada paso al momento de dejar el suelo.
- El diseño es basado en las características biológicas que requiere un pie normal, para que el paciente pueda sentirse cómodo con su imagen.
- Se construyó en diferentes materiales en base a la necesidad de la función de cada pieza y para cumplir los parámetros necesarios. Las piezas que suplantán el pie y el tobillo son de fibra de carbono, la pieza que tiene como función principal corregir o modificar la alineación de la prótesis con respecto al suelo es de titanio y se une a una pieza personalizada de acero. El actuador lineal es de aluminio, la pirámide que se une al socket es de titanio y el socket es de un polipropileno de 4 mm.
- El método de ajuste del muñón y el socket es indispensable para la comodidad de la persona debido a que si se resbala, empieza a producir un movimiento de pistoneo, lo que resulta más difícil mantener el paso y la seguridad. Las prótesis actuales están hechas de un plástico que no es el indicado para deportistas o personas que sudan bastante ya que su fijación cambia y la prótesis se resbala. Por lo tanto el socket para esta prótesis fue de polipropileno que es bastante resistente y flexible a la vez.
- Se construyó una prótesis para amputación transtibial con componentes electrónicos para mejorar la eficiencia del dispositivo. Se considera parámetros como potencia del motor,

fuentes de energía (batería), sensores y otros componentes electrónicos que detectan aquellas variaciones al momento de caminar, y de esta manera poder corregirlas y regularizarlas.

- Al trabajar con un ser humano se debió firmar un contrato para evitar demandas posteriormente.
- Se necesitará cargar las baterías de litio cada cierto tiempo, sin embargo, el objetivo es crear una prótesis que se asemeje a un pie humano y pueda sustituir las necesidades que solicita la persona.
- Inicialmente se planeó gastar \$1100 sin embargo con mejoras y la colaboración de la fundación al final se gastó aproximadamente \$749. lo que cumple con el propósito de lograr que sea una prótesis accesible la población de personas con esta discapacidad.
- La ubicación del sensor es esencial ya que inicialmente se tuvo una variación extrema de datos, por lo que se tuvo que decidir cambiar un sensor muscular por un sensor de presión para tener datos en el microprocesador mucho más precisos.
- Este proyecto es sin fines de lucro que tiene como finalidad ayudar a un individuo a tener un mejor estilo de vida mejorando su prótesis sólo mecánica y se redujo al máximo los costos, para luego donarlo.
- Se realizó un estudio anatómico del cuerpo humano, en especial de los miembros inferiores y se concluyó que la prótesis debe soportar toda la carga de la persona al caminar. Además, el actuador lineal debe sustituir la función de los dos músculos llamados astrálogo y el calcáneo.
- Al caminar existe solo flexión plantar que es el movimiento del pie hacia abajo, no se tiene dorsiflexión que es el movimiento del pie hacia la tibia. Por lo tanto. el actuador lineal solo trabajara para producir un cambio de ángulo del tobillo de diez a doce grados.
- Los cálculos estáticos brindan confiabilidad en cuanto al soporte de la prótesis y la resistencia de cada una de las piezas.

- Se realizaron simulaciones estáticas y a fatiga para ver la resistencia durante el movimiento y observar si el diseño cumple con las etapas de la marcha que son: levantamiento del cuerpo, vuelo del pie y asentamiento.
- Los cálculos a fatiga fueron hechos en base a vida infinita.
- Se tuvo que cambiar cinco veces el diseño de la prótesis para lograr conseguir un motor que pueda cumplir los requerimientos de fuerza, velocidad y peso. Finalmente se concluye que un actuador lineal es la mejor opción para lograr esta función.
- La primera prueba realizada con el individuo fue para observar si no existen puntos de presión en el socket y medir si la altura de la prótesis es la correcta.
- En la segunda prueba se tomó los datos extraídos del sensor para editar la programación en Arduino y poner los datos en base al individuo en estudio ya que se programo en base a los datos de uno de los estudiantes encargados de este trabajo.
- En la última prueba se observó si la prótesis funciona a cabalidad, es decir, si el actuador lineal tiene la fuerza necesaria para levantar al individuo y que tal se siente el individuo.

Recomendaciones

- Para utilizar un sensor muscular es recomendable investigar cómo funcionan los músculos en el individuo para su debida colocación. Además, se debe conocer posibles variantes que podría tener el sensor para evitar problemas como carga estática pues esta fue la causa para no usar este sensor en este trabajo de titulación porque no era funcional.
- Antes de diseñar hay que investigar los recursos disponibles en el mercado y que sean accesibles, para no tener que realizar diseños en vano. Se recomienda diseñar modelos en base a los recursos existentes en el país.
- Se recomienda realizar primero simulaciones de movimiento, fallas o ensamblajes en algún software tales como SolidWorks o Inventor, antes de llevar a cabo una construcción,

debido a que una simulación proporciona una perspectiva mucho más clara del diseño a desarrollar.

- Cuando se trata de realizar dispositivos que se acoplan al cuerpo humano, es importante tener conocimientos previos de anatomía, salud o alteración que puede tener una persona para fabricar cada componente con tal precisión que no afecte el bienestar del paciente.
- Además, es imprescindible buscar información de todo tipo de profesionales para tener mucho más claro los parámetros que se debe tener en cuenta al momento de realizar una prótesis.
- A causa de la falta de desarrollo en cuanto a la tecnología de nuestro país, se recomienda utilizar ciertas piezas importadas debido a que su costo resulta menor en comparación a fabricarlo con los recursos existentes hasta la actualidad.
- Con una mayor inversión lo más recomendable sería trabajar con fibra de carbono y titanio para reducir el peso y tener una gran resistencia en el diseño.
- Se recomienda empezar por la parte legal donde se firma un contrato de liberación de responsabilidad para no tener demandas ya que se trata de un ser humano y existen leyes que lo protegen. Además, se debe firmar un contrato de que se representara al individuo, por ejemplo, en este caso se firmó que al momento de las pruebas si le molesta la prótesis se lo puede retirar en ese instante y con cuidado de no dejarle caer al momento de probar. Además, se mantendrá el anonimato del individuo en todo momento. Se recomienda comenzar por estos puntos para no tener problemas con el comité de ética de la Universidad San Francisco de Quito o demandas.
- Es necesario hacer un análisis completo del mecanismo para predecir posibles fallas del dispositivo mediante simulaciones y así evitar accidentes en el paciente. Además, el diseño se basa en los cálculos previos a la construcción y se analiza las características geométricas del paciente a fin de no exceder las dimensiones.

Referencias bibliográficas

- Au, S. and Herr, H. (2008). *Powered Ankle-Foot Prosthesis*. IEEE Robotics & Automation Magazine. MIT Media Lab, E15-424, Cambridge.
- Bandara , D., Gopura, R., Hemapala, K., & Kiguchi, K. (2016). Development of a multi-DoF transhumeral robotic arm prosthesis. *Medical Engineering and Physics* , 131-141.
- Bevilacqua, V., Dotoli, M., Foglia, M. M., Acciani, F., Tattoli, G., & Valori, M. (2014). *Artificial neural networks for feedback control of a human elbow hydraulic prosthesis*. *Neurocomputing* , 3-11.
- Brockett, C., & Chapman, G. (2016). *Biomechanics of the ankle*. *Orthopaedics and Trauma* , 30 (3), 232-238.
- Budynas, R. y Nisbett, K. (2008). *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley*. 8va ed. Madrid: McGrawHill.
- Callister, W., & Rethwish, D. (2013). *Materials science and engineerig*. Utah: Wiley.
- Capela, C. O. (2018). *Fatigue behavior of short carbon fi ber reinforced epoxy composites*. *Composites Part B* , 164, 191-197.
- Cheirasco, J. (2009). *Prótesis de miembro superior*. UNER. Facultad de Ciencia de la Salud.
- Cilindros neumaticos. (2018). *Nelco*. Extraído el 12 de diciembre desde:
<http://nelco.com.mx/cilindros-neumaticos2/>
- CONADIS. (2017). *Consejo Nacional de Discapitados*. Retrieved Marzo 2, 2018, from Estadísticas : <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Davinovits, P. (2008). *Physics in Biology and Medicine*. 3th ed. London: ELSEVIER.
- Engineersedge. (2018). *Power Screws Design Equation and Calculator*. Extraído el 20 de noviembre desde:
https://www.engineersedge.com/mechanics_machines/power_screws_design_13982.htm

- Ferguson, J. (1991). *Socket Considerations for the Patient With a Trans-Tibial Amputation Clinical Orthopaedics*. pp 76-84.
- Font-Jimenez, I., Llauredó-Serra, M., Pallarés-Martí , À., & García-Hedrerá, F. (2018). *Factores psicosociales implicados en la amputación. Revisión sistemática de la literatura. Atención Primaria* (July 2017), 0-1.
- Font-Llagunes, J., Pàmies-Vilà, R., Alonso, J., & Lugrís, U. (2011). Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject. *Procedia IUTAM* , 2, 68-81.
- Fritz J. y Russ, D. (1995). *3-D Modeling and Finite Element Analysis of the Tibia*. Ohio University.
- Fukubayashi, T. y Kurosawa, H. (1980). *The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee: A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joints*. Acta Orthopaedica Scandinavica. Informa UK Lmta.
- Grabowski, A. (2011). *Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation*. Extraído el 10 de mayo desde:
<http://rspb.royalsocietypublishing.org/content/279/1728/457>
- Hernandez, F. (6 de Mayo de 2013). *BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA*.
Universidad de las americas Puebla .
- Herr, H. and Wezenberg, D. (2014). *Differentiation between solid-ankle cushioned heel and energy storage and return prosthetic foot based on step-to-step transition cost*.
Volume 51. pp. 1579-1590.
- Hong, A. (2011). *Fatiga en los compuestos*. Universidad del país Vasco .
- L298N data sheet. (2018). *Módulo L298N*.

- Jasmin , K., Martin, G., & Kathleen , A. (2018). *A meta-analysis of physical activity interventions in people with physical disabilities: Content, characteristics, and effects on behaviour*. *Psychology of Sport and Exercise* , July 2017, 0-1.
- Jin, Z., Khunlavit, C., Shuai, H., & Chun H., W. (2012). Hybrid composite laminates reinforced with glass/carbon woven fabrics for lightweight load bearing structures. *Materials and Design* , 36 (July 2016), 75-80.
- Kickstarter, PBC. (2018). *MyoWare™ | Harness the power of your muscle signals!*. Extraído el 22 de octubre desde: <https://www.kickstarter.com/projects/312488939/myowaretm-harness-the-power-of-your-muscle-signals?lang=es>
- Kowalczyk, C. (2017). *Orthotronic Mobility System*. Retrieved May 5, 2018, from ottobock: <http://academy.ottobockus.com/videos/c-brace/player.html>
- Kluwer, W. (2018). *Reducción abierta y fijación interna de una fractura de pierna en niños*. Extraído el 01 de mayo desde: https://www.drugs.com/cg_esp/reducci%C3%B3n-abierta-y-fijaci%C3%B3n-interna-de-una-fractura-de-pierna-en-ni%C3%B1os-aftercare-instructions.html
- Leal, C., Echeveria, P., & Diaz, J. (2013). *La comunicación entre el personal sanitario y los afectados por una amputación traumática*. *Revista de Comunicación y Salud* , 1-11.
- Loblaw, R. (2007). *Young Modulus stress/strain*. Extraído el 01 de mayo desde: <https://www.physicsforums.com/threads/youngs-modulus-stress-strain.199322/>
- MedicalExpo (2017). *DYNAMIC PROSTHETIC FOOT / K3 / K2 / STANDARD*. Extraído el 10 de mayo desde: <http://www.medicalexpo.com/prod/oessur/product-74948-468042.html>
- Pardo, M., & Latorre, J. (2016). *Diseño de una prótesis canina para extremidades delanteras* . Universidad Publica de Navarra , 1-40.
- Progressive automations. (2018). *PA-14P Data Sheet*. USA: Forward thinking.

Rajtůková, V., Michalíková, M., Bednarčíková, L., Balogová, A., & Živčák, J. (2014).

Biomechanics of Lower Limb Prostheses. ScienceDirect , 96, 382 – 391 .

Richard, B., & Keith, N. (2014). *Mechanical Engineering Design* (Vol. 10). Missouri:

Mcgraw-Hill .

Richard, D. (2006). *Gray's Anatomy para Estudiantes*. Elsevier.

Sarkar, M. (20174). *5 Basic things everyone should know about prosthesis*. Extraído el 10 de

mayo desde: <https://www.technobyte.org/5-things-everyone-should-know-about-prosthesis/>

Van Dieën, J., van Drunen, P., & Happee, R. (2018). *Sensory contributions to stabilization of*

trunk posture in the sagittal plane. *Journal of Biomechanics* , 70, 219-227.

Yiğiter, K. (2002). *Comparison of the Effects of Patellar Tendon Bearing and Total Surface*

Bearing Sockets on Prosthetic Fitting. *Rehabilitation Prosthetics and Orthotics*

International. pp. 206-212.

Yuang, K. (2014). *Finite-state control of a robotic transtibial prosthesis with motor-driven*

nonlinear damping behaviors for level ground walking. ALLEN INSTITUTE for

Artificial Intelligence.

Tabla 33: Gastos realizados

	Cantidad	Precio	Suma
Baterías	7	\$10	\$70
Sensores	2	\$35	\$70
Actuador lineal	1	\$111	\$111
Piezas de titanio	3	\$16	\$48
Piezas electrónicas		\$50	\$50
Piezas de acero	2	\$50.00	\$100
Pie de Fibra de carbono	1		\$100.00
Talón de fibra de carbono	1		\$100
Elementos electrónicos	-		\$100.00
			\$749

Tabla 34: Gastos planeados

Rubro	Costo (USD\$)
Componentes Mecánicos	500
Componentes Electrónicos	200
Impresión 3D	100
Maquinado	200
Acabado	100
Total	1100

Anexo B: Análisis FEM del hueso de la Tibia

Análisis de resistencia en elementos finitos (FEM)

En la siguiente sección se realiza un análisis FEM de la tibia. La tibia es el hueso más resistente debido a que tiene que soportar la mayor carga del peso humano, el cual se encuentra en la parte inferior de la pierna y conecta la rodilla o rótula con el fémur (Richard, 2006). A continuación se muestra un gráfico con la configuración de los huesos explicados:

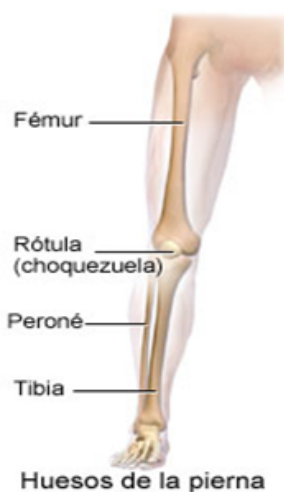


Figura 120: Anatomía esquelética de la pierna (Kluwer, 2018).

Como se puede observar en la figura 44, en la parte superior de la tibia se produce contacto con la rótula y el fémur. Esta área de contacto debe ser sometida a la carga de la persona dividida en dos (ambas piernas). De acuerdo al estudio de Fukubayashi y Kurosawa (1980) mencionan que el promedio del área de contacto sobre la superficie de una tibia normal es de 1514 mm². Por otro lado, la carga a la cual se somete sobre cada uno de los huesos la tibia para una persona promedio de 65K es de 378.825N (Francis, 2014). A continuación se muestra la distribución de carga cuando se somete a todo el peso de la persona:

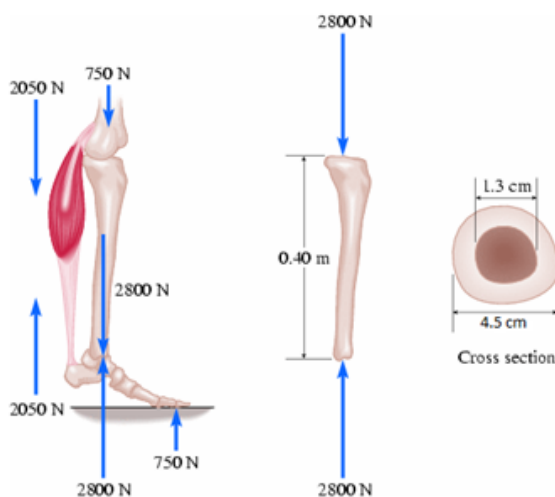


Figura 121: Distribución de carga sobre la tibia (Loblaw, 2007).

En la figura 45 se puede observar que gran parte de la carga humana se distribuye sobre el peroné (2050N) y sobre la tibia únicamente 750N. Por lo tanto, cuando una persona está parada normalmente sobre dos piernas la carga es alrededor de 375N.

Los datos que se van a considerar para el análisis de elementos finitos tales como el módulo de Young y el coeficiente de Poisson son extraídos de un estudio realizado sobre las propiedades del hueso de la tibia, los demás son calculados y mostrados en la siguiente tabla.

Tabla 35: Datos para la simulación.

Parámetro	Valor
Módulo de Young	17200 N/mm ² (Fritz y Russ, 1995)
Coefficiente de Poisson	0.3 (Fritz y Russ, 1995)
Distribución de carga superficial (sobre una pierna)	$\frac{750N}{1514mm^2} = 0.4954 N/mm^2$
Distribución de carga superficial (sobre cada pierna)	$\frac{375N}{1514mm^2} = 0.2477 N/mm^2$
Longitud del hueso de la Tibia modelado	351.45mm

Carga distribuida sobre ambas piernas

Para este análisis se considera las propiedades del material del hueso expuestos en la sección de anterior y también su distribución de carga respectiva. Además, es necesario colocar condiciones de contorno, las cuales se efectúan en la parte inferior del modelado estableciéndose como cero (estático) y la carga de compresión se ejerce sobre la parte superior, así como se muestra a continuación:

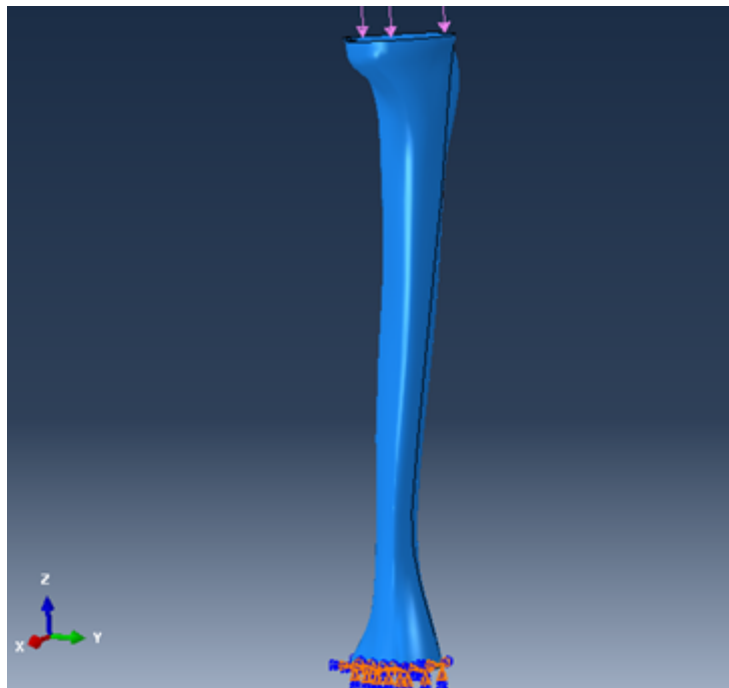


Figura 122: Distribución de carga sobre la superficie superior.

En total se producen 19979 nodos a través de todo el elemento cuyos resultados de esfuerzo y desplazamiento se muestran en las siguientes gráficas:

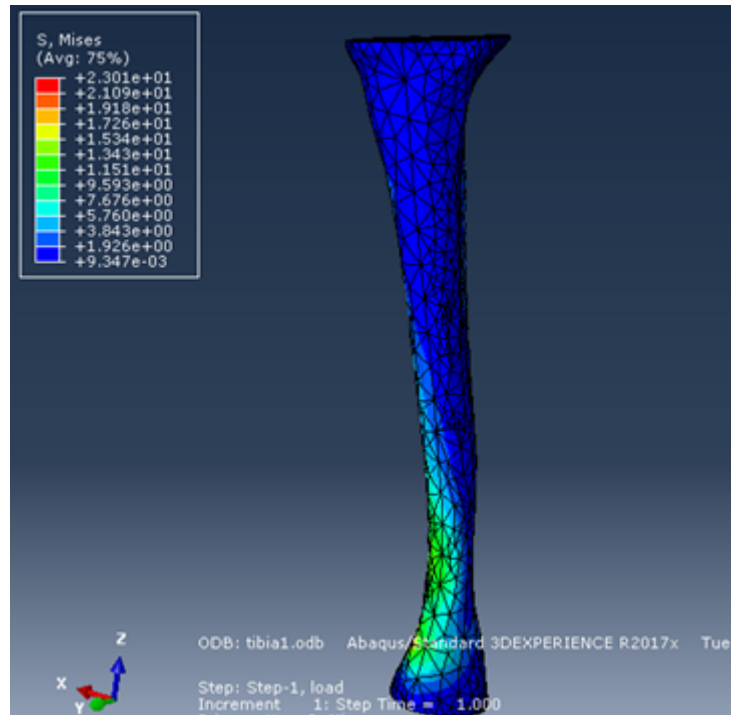


Figura 123 Esfuerzo de von Mises.

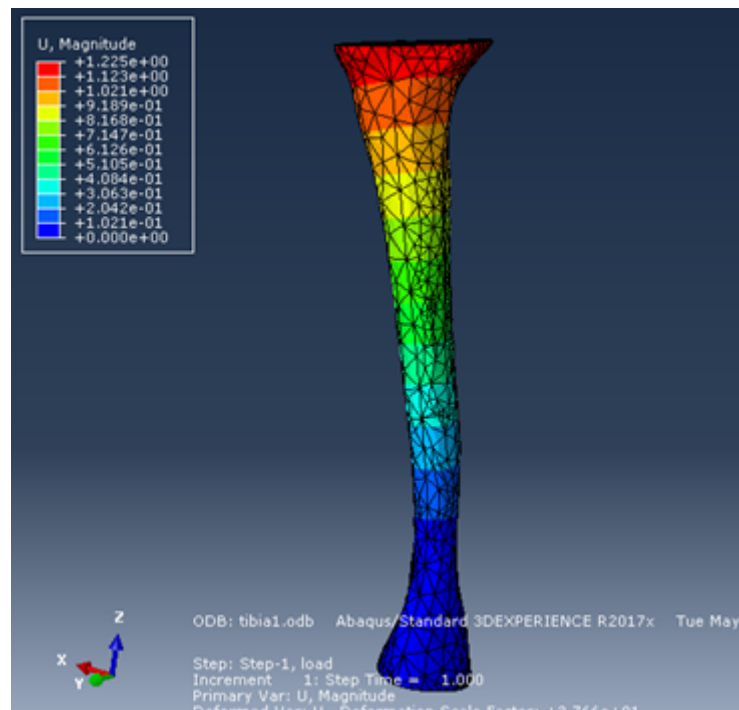


Figura 124:Resultado de desplazamientos U.

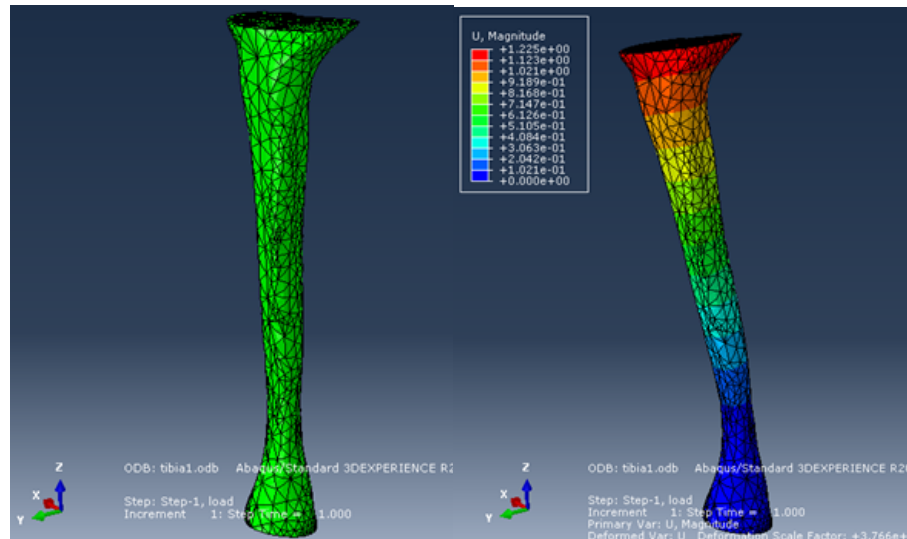


Figura 125: Alteración de posición al someterse a carga.

Como se puede observar en la figura, el esfuerzo máximo de compresión alcanza un valor de 23.01 N/mm^2 , es decir, 23.01 MPa en la zona más afectada. Además, el mayor desplazamiento ocurre en la parte superior del hueso, el cual se evidencia como la zona roja. Por otro lado, en la figura se puede percibir una pequeña alteración flexionante casi en la parte inferior del elemento. Esto se debe a que no se está considerando el hueso peroné para el análisis, el cual tiene la función de estabilizar el hueso de la tibia y por el cual se distribuye una gran cantidad de carga.

Anexo C: Cálculos de torque y fuerza

Fuerza requerida para elevar el talón

De acuerdo a las investigaciones realizadas, los músculos que actúan al momento de caminar son principalmente: músculo tibial anterior al momento de apoyar el talón y el músculo gastrocnemio al momento de dejar el suelo con la punta de los dedos. Debido a que el músculo tibial anterior únicamente debe soportar la carga de la persona durante la marcha, se realiza un análisis de la fuerza que realiza el músculo gastrocnemio para levantar el talón. Anatómicamente este músculo se encuentra unido al talón de Aquiles, el cual provoca un par de torsión como se muestra en el siguiente diagrama de cuerpo libre:

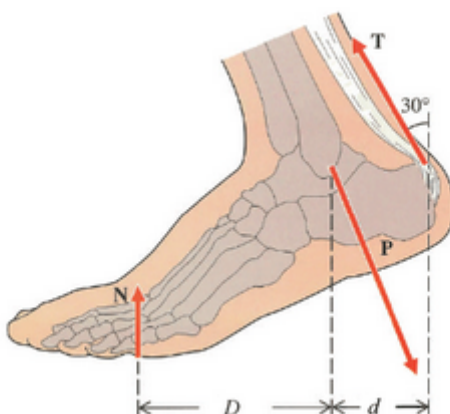


Figura 126: Fuerzas que actúan en el tobillo (Davinovits, 2008)

De esta manera, es posible calcular la tensión T que debe ejercer el tendón de Aquiles para levantar todo el peso de la persona con un solo pie una angulación de 30 grados. Todos los datos se obtienen de acuerdo a las características del paciente y se listan a continuación:

$$D = 20 \text{ cm}$$

$$d = 4 \text{ cm}$$

$$W = 60 \text{ kg}$$

$$N = (9.8)(60) = 588 \text{ N}$$

$$\alpha = 30^\circ$$

Siendo W el peso de la persona, D la distancia de los dedos del pie hasta el tobillo, d la distancia del tobillo al tendón y T la tensión aplicada por el tendón. El diagrama de cuerpo libre muestra un problema de palanca tipo 2, en el cual para resolverlo se considera sumatoria de momentos en el punto P igual a cero como se muestra a continuación:

$$\sum \tau_P = 0$$

Por lo tanto, es posible igualar el par de torsión que ocurre a cada lado del pie para obtener la fuerza de tensión:

$$4(T) = 20(N)\cos(30)$$

$$T = \frac{20(588)\cos(30)}{4}$$

$$T = 1470 \text{ N}$$

De esta manera, la fuerza para levantar el talón con un solo pie es aproximadamente tres veces mayor que el peso de la persona.

Torque de salida del motor

El actuador que se utiliza para la prótesis consiste en un pistón que se alarga o contrae por medio de un arreglo de tornillo sin fin. Para determinar el par de torsión máximo de salida para levantar una carga es posible calcularlo mediante el análisis de la siguiente figura:

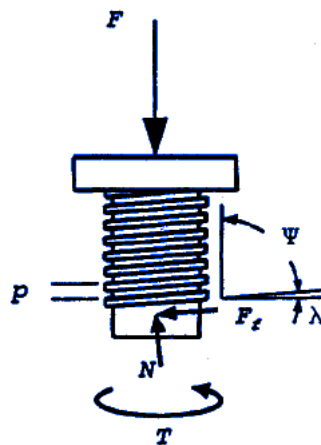


Figura 127: Análisis del par de tensión de un tornillo sin fin (Engineersedge, 2018)

De esta manera, el par de torsión que se requiere para levantar una cierta cantidad de carga se puede calcular mediante la siguiente fórmula (Budynas y Nisbett, 2008):

$$T_r = \frac{F d_m}{2} \left(\frac{p + \pi \mu d_m}{\pi d_m - \mu p} \right) + \frac{F \mu_c d_c}{2}$$

Donde T_r es el torque requerido para levantar la carga, F es la carga, d_m es el diámetro del tornillo, p es el paso, μ es el coeficiente de fricción de la rosca, μ_c es el coeficiente de fricción del collar y d_c es el diámetro del collar. De esta manera, en base a las características y dimensiones del actuador lineal se pueden obtener los siguientes datos:

$F = 588\text{N}$; $p = 3\text{mm}$; $d = 1.2\text{ cm}$; $\lambda = 10^\circ$; $\mu = \mu_c = 0.8$; $d_c = 2\text{ cm}$

$$d_m = d - \frac{p}{2} = 12 - \frac{3}{2} = 10.5\text{mm} = 0.0105\text{m}$$

Reemplazando los valores en la ecuación se obtiene un torque para levantar la carga de:

$$T_r = 7.67\text{ Nm}$$

El torque calculado es el par de torsión realizado por el tornillo sin fin, sin embargo, se necesita saber el torque de salida del motor, es decir, el torque que se ejerce por las bobinas al someterse a carga eléctrica. Para ello, se analiza la caja de engranes del actuador con la finalidad de observar la relación que existe entre los engranajes. La siguiente figura muestra el arreglo de engranajes del actuador lineal:

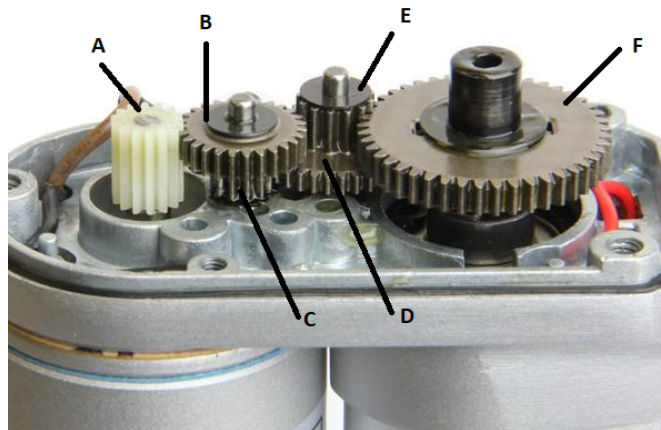


Figura 128: Arreglo de engranajes del actuador lineal

Se puede observar que el torque obtenido con anterioridad corresponde al engranaje más grande (F) y el objetivo es encontrar el torque en el engranaje A. Las medidas de los radios y número de dientes de cada engranaje se muestran en la siguiente tabla:

Table 36: Características de la caja de engranajes

Engranaje	Radio(mm)	Número de dientes
A	3.5	12
B	6.5	24
C	3.5	12
D	8	30
E	3.85	11
F	14.325	46

La teoría muestra que el par de torsión se obtiene al ejercer una palanca donde la fuerza actúa sobre cierta distancia. En base a este principio se puede asumir que el torque que se produce en un engrane va estar relacionado con el torque del engranaje complementario. Dicha relación se basa en la fuerza como se muestra a continuación tomando como ejemplo el engranaje F y E:

$$T_r = T_F = F_{EF}r_F \rightarrow F_{EF} = \frac{T_F}{r_F}$$

Donde T_F es el torque en el engranaje F, F_{EF} es la fuerza que se ejerce el engranaje F con respecto al engranaje E y r_F es el radio del engranaje F.

De la misma manera:

$$T_E = F_{FE}r_E \rightarrow F_{FE} = \frac{T_E}{r_E}$$

Donde T_E es el torque en el engranaje F, F_{FE} es la fuerza que se ejerce el engranaje E con respecto al engranaje E y r_E es el radio del engranaje E.

De esta manera, se puede concluir que las fuerzas que se ejercen en un par de engranajes es la misma, por lo que:

$$F_{EF} = F_{FE}$$

$$\frac{T_r}{r_F} = \frac{T_E}{r_E}$$

$$T_E = \frac{T_r r_E}{r_F}$$

Reemplazando valores se obtiene que el torque en el engranaje E es:

$$T_E = 2.06Nm$$

El mismo procedimiento se realiza hasta encontrar el torque en el engranaje A, por lo que resulta:

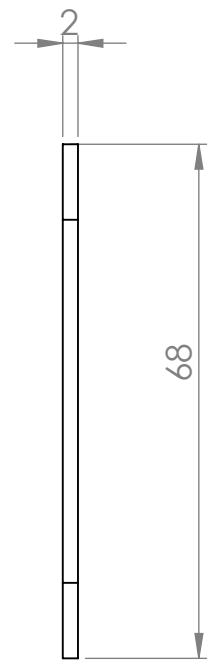
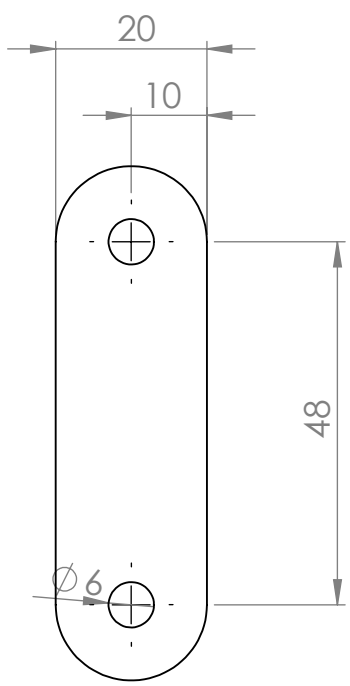
$$T_A = 0.4856Nm$$

El torque resultante se puede observar que es pequeño, sin embargo, mediante el arreglo de la caja de engranes se obtiene un torque mayor que es suficiente para levantar la carga necesaria para la prótesis.

4 3 2 1

F

F



E

E

D

D

C

C

B

B



Dimensiones en milímetros
 Acabado superficial: N10
 Tolerancias:
 LINEAR: +2
 ANGULAR: +2

18 de diciembre de 2018

DO NOT SCALE DRAWING

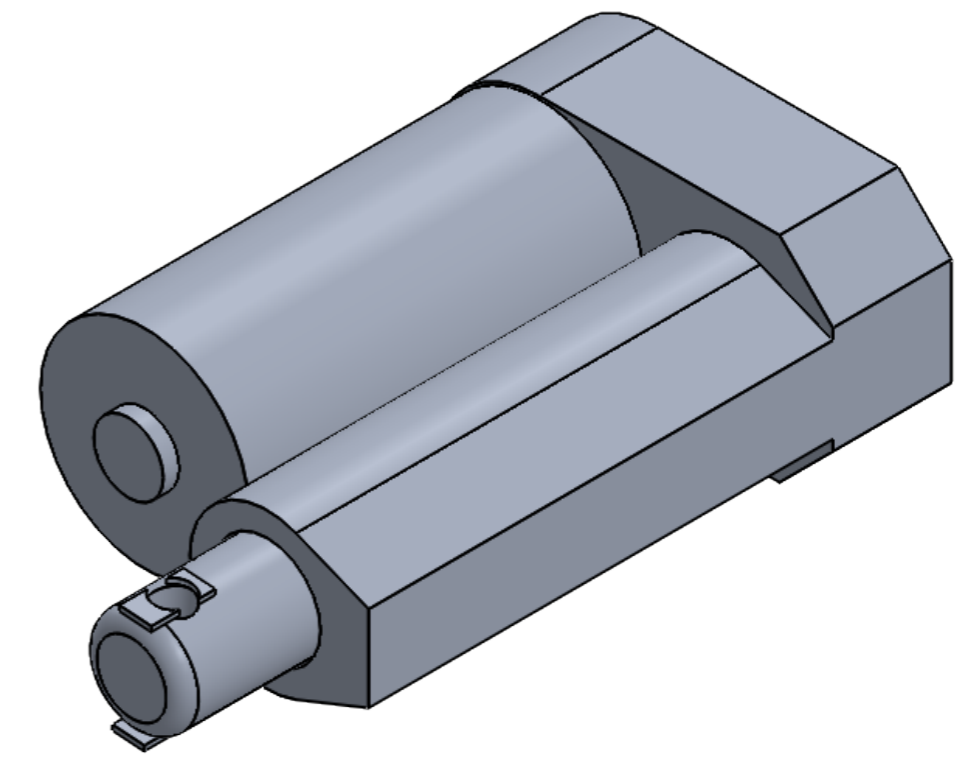
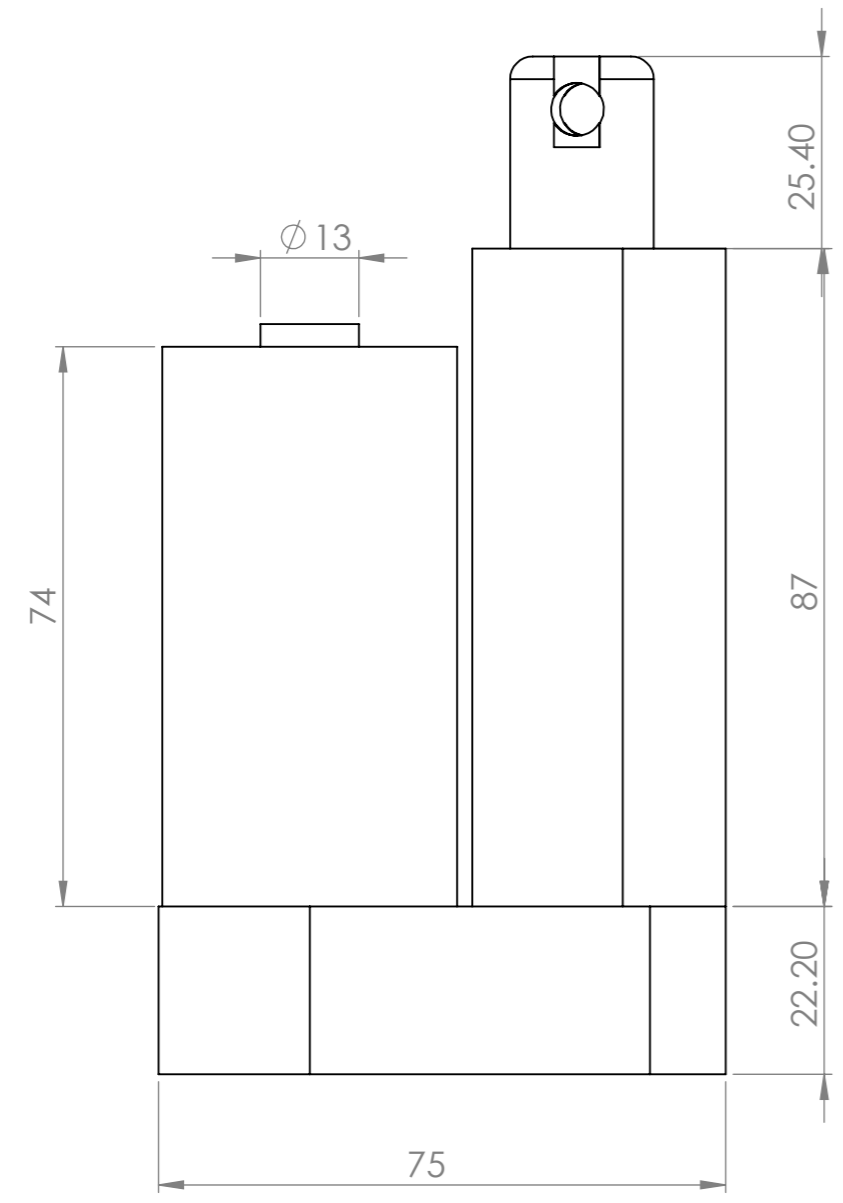
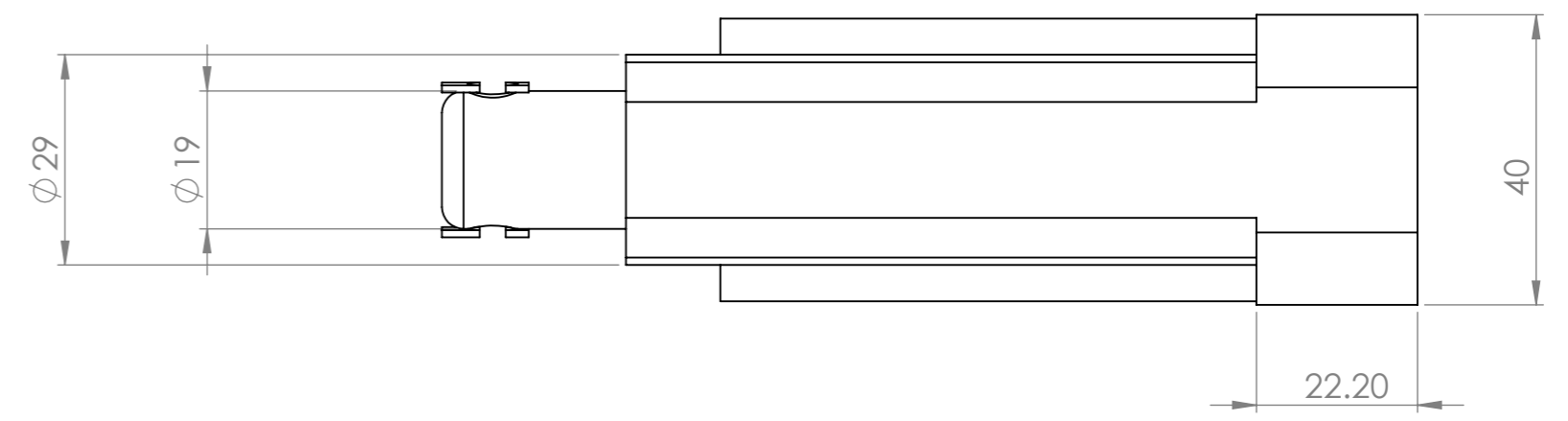
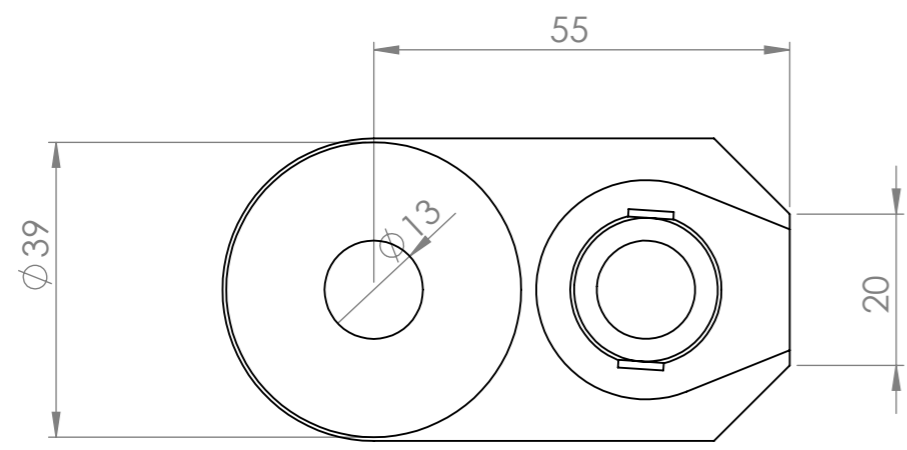
	NAME	Firma	Fecha
Dibujado	Andrea Granja		
Rev.	David Maigua		
Apro.	Patricio Chiriboga		

Titulo		<h1>Eslabon</h1>	
MATERIAL:			
Acero 1018		DWG NO.	9
WEIGHT: 0.47lb		SCALE:2:1	SHEET 1 OF 1
			A4

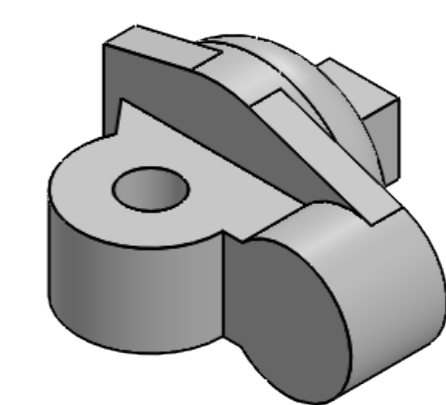
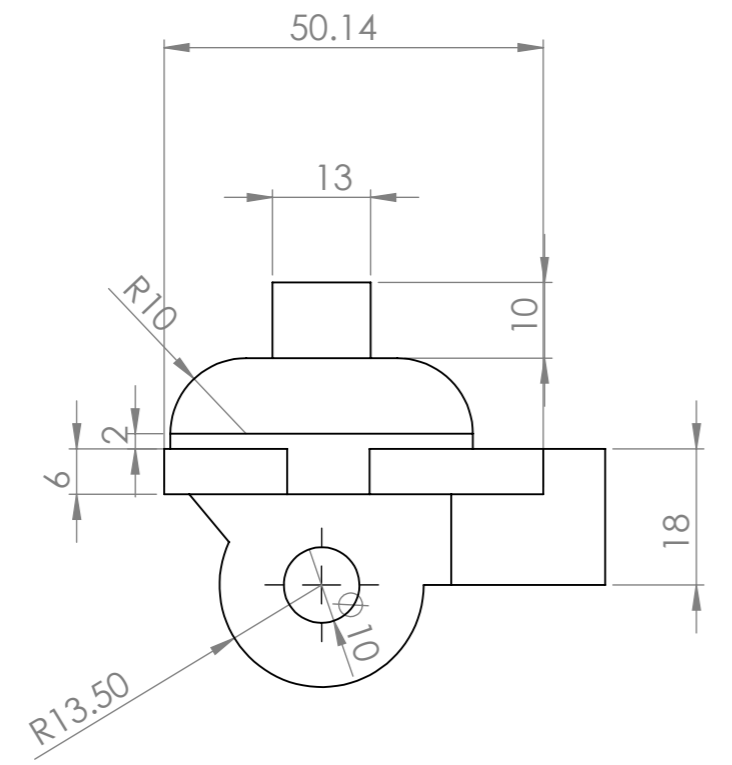
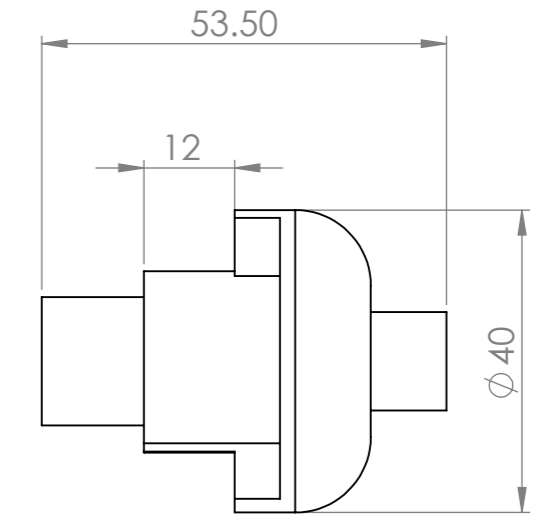
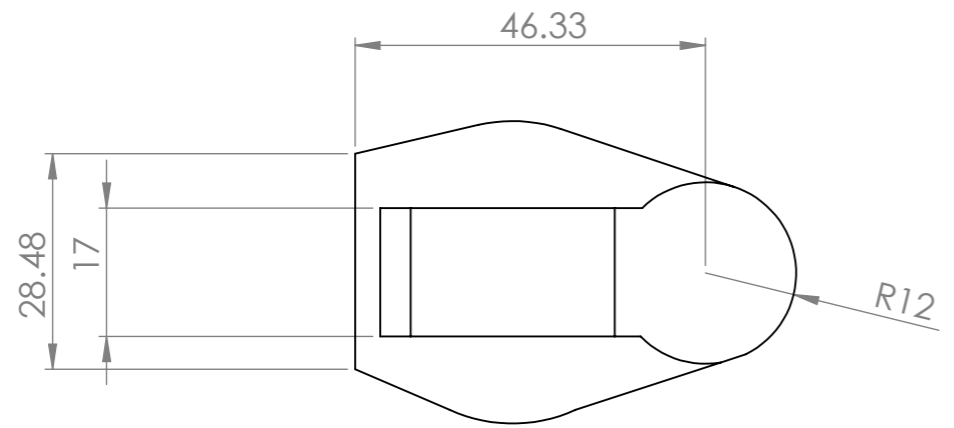
A

A

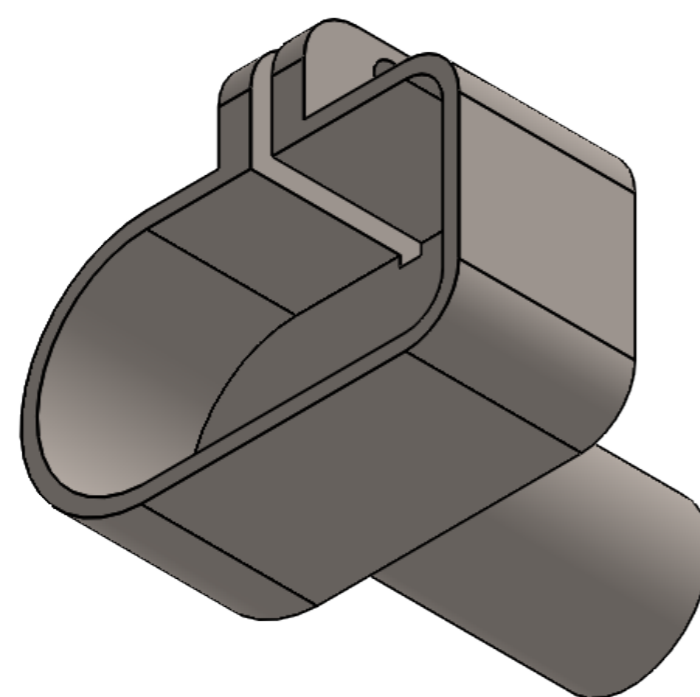
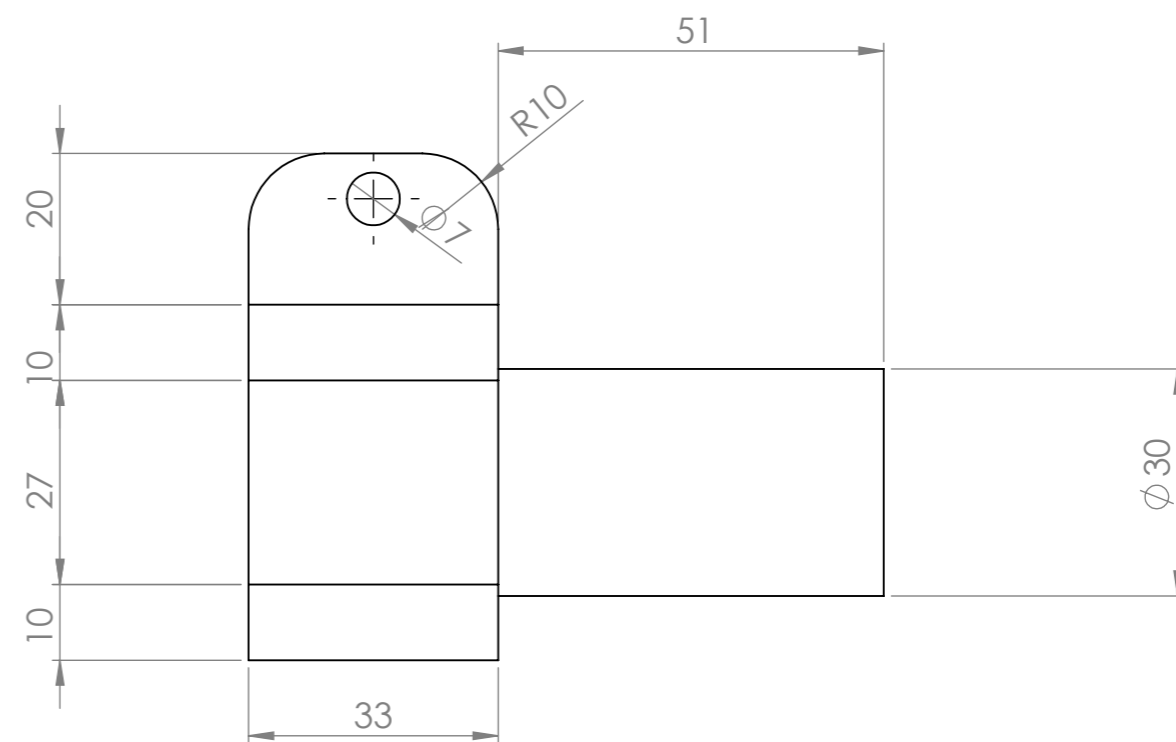
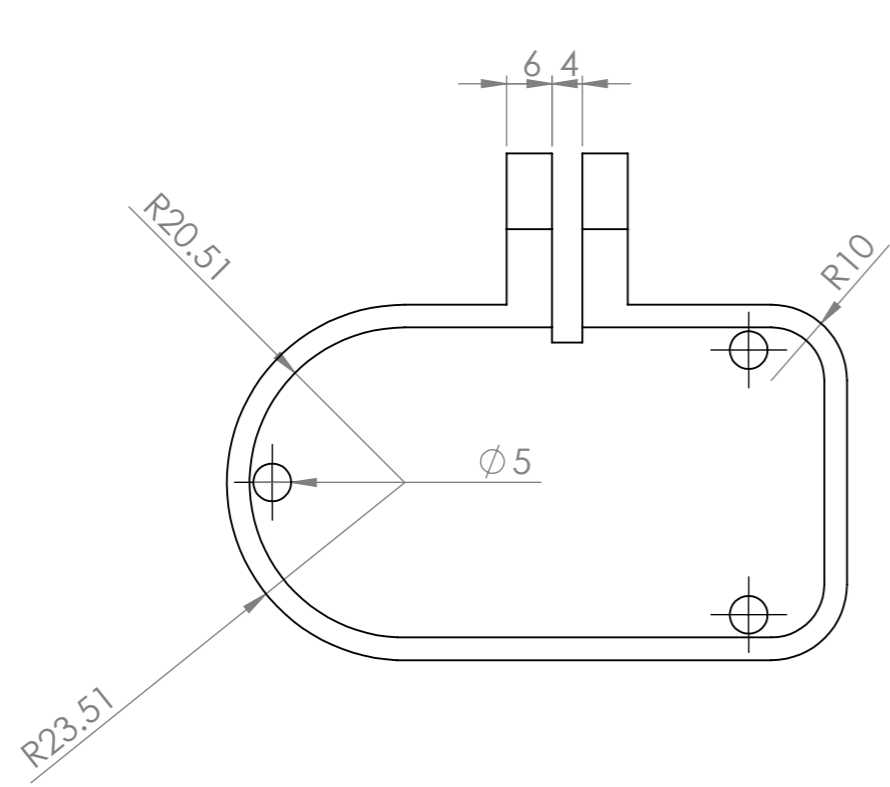
4 3 2 1



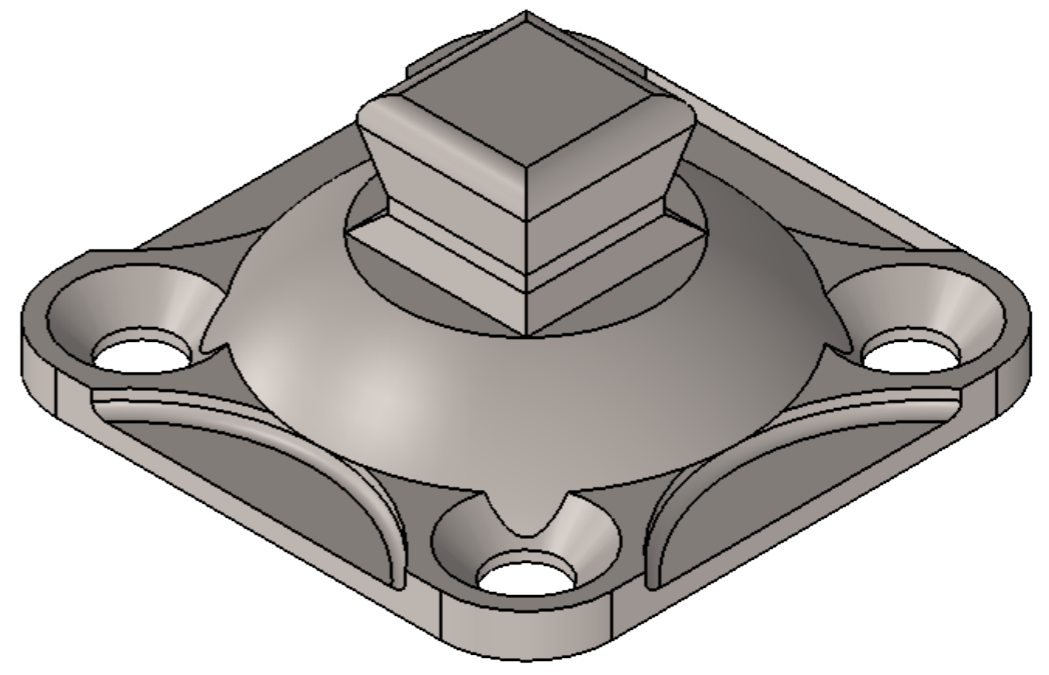
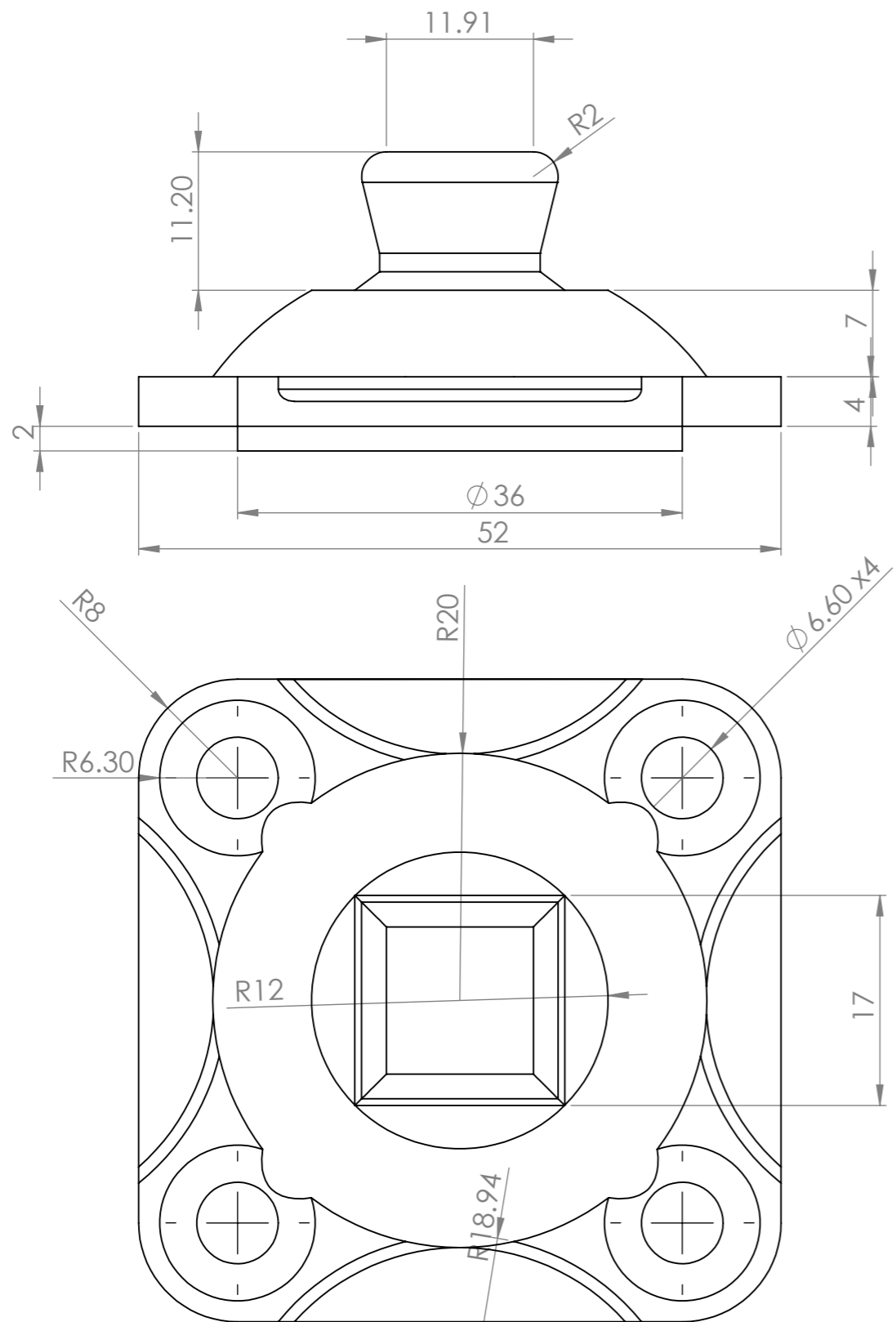
Unidad: Milímetros		18 de diciembre de 2018		No esclar		REVISION	
Acabado: N3				USFQ			
TOLERANCES:				TITLE:		Actuador lineal	
LINEAR: +2				DWG NO.:		6	
ANGULAR: +2				MATERIAL:		Aluminio	
				Peso: 1.5lb		SCALE: 1:1	
						SHEET 1 OF 1	
Nombre		Firma		Fecha			
Dib. Andrea Granja				10.10.2018			
Rev. David Maigua				23.10.2018			
Aprov. Patricio Chiriboga				18.12.2018			
						A3	



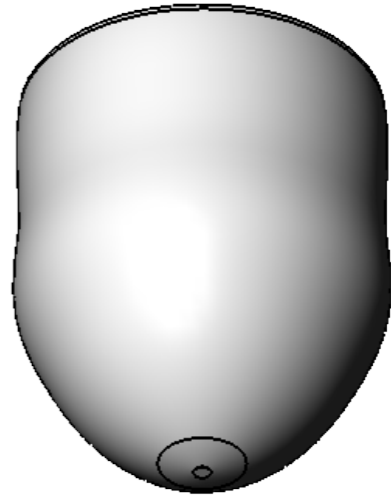
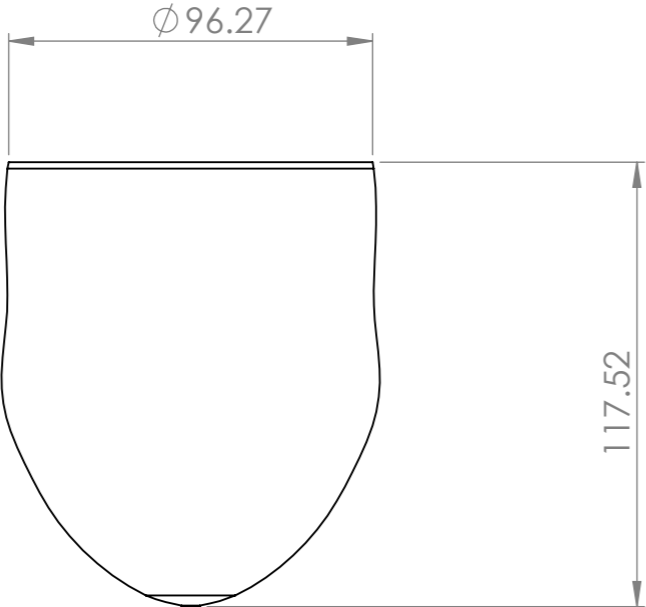
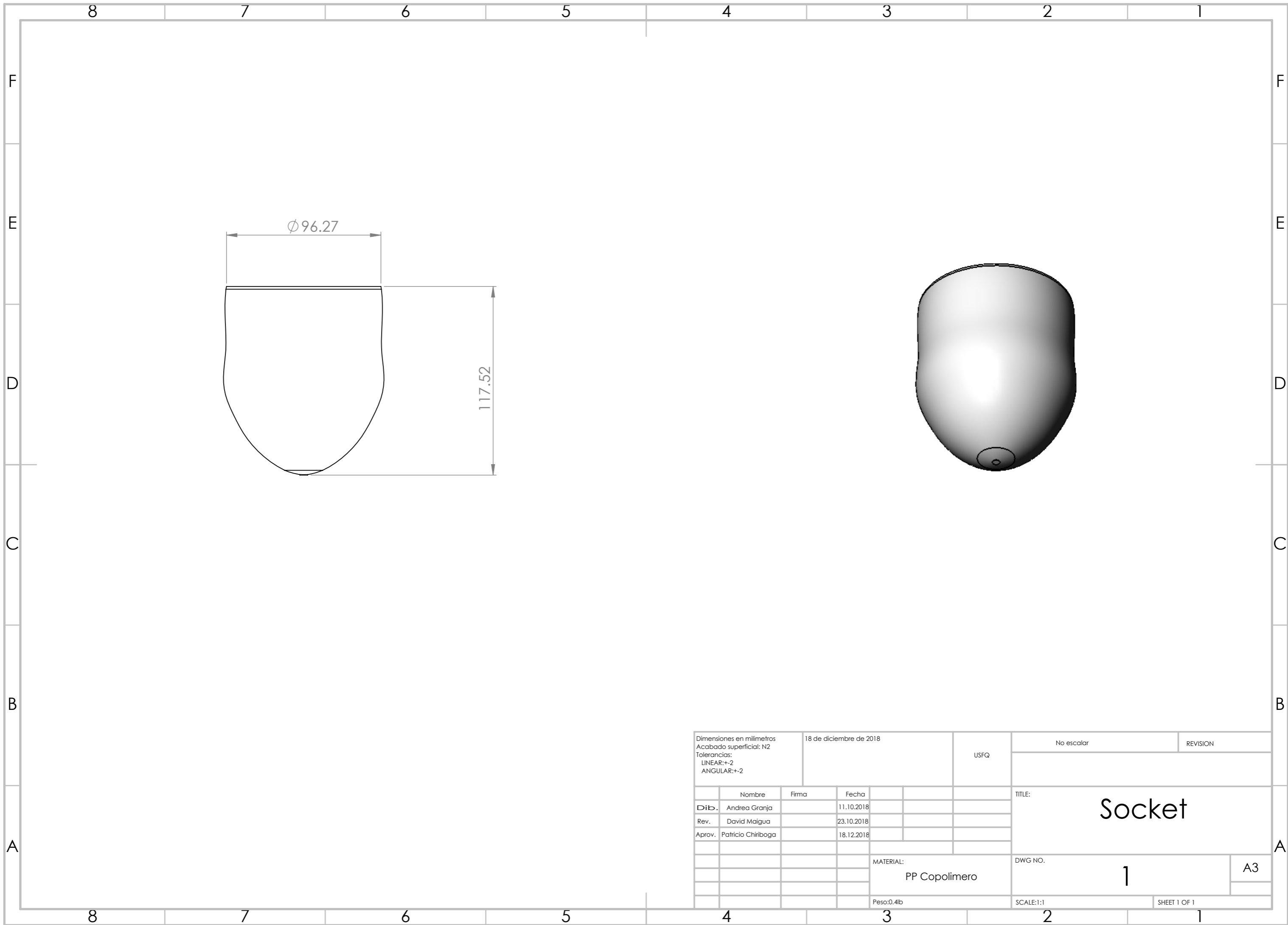
Dimensiones en milímetros Acabado superficial: N5 Tolerancias: LINEAR: +2 ANGULAR: +2				18 de diciembre de 2018		USFQ		No escalar		REVISION	
								TITLE: Tobillo			
Dib. Andrea Granja				Firma		Fecha 10.10.2018					
Rev. David Maigua						Fecha 23.10.2018					
Aprov. Patricio Chiriboga						Fecha 18.12.2018					
								MATERIAL: Fibra de carbono			
								DWG NO. 8		A3	
								Peso: 0.2lb		SCALE: 1:1	
										SHEET 1 OF 1	



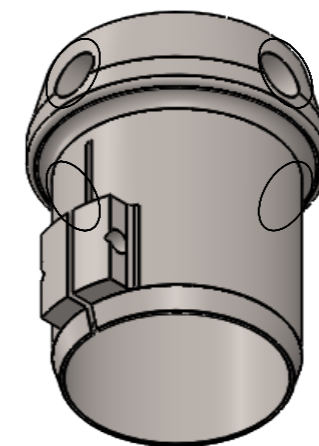
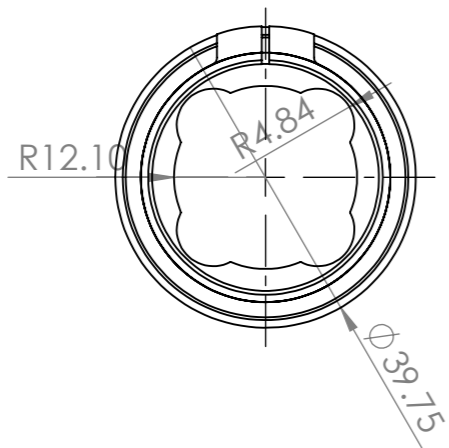
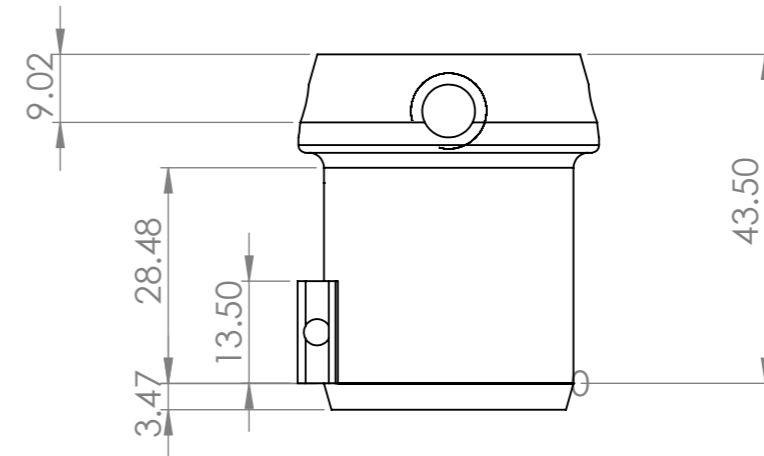
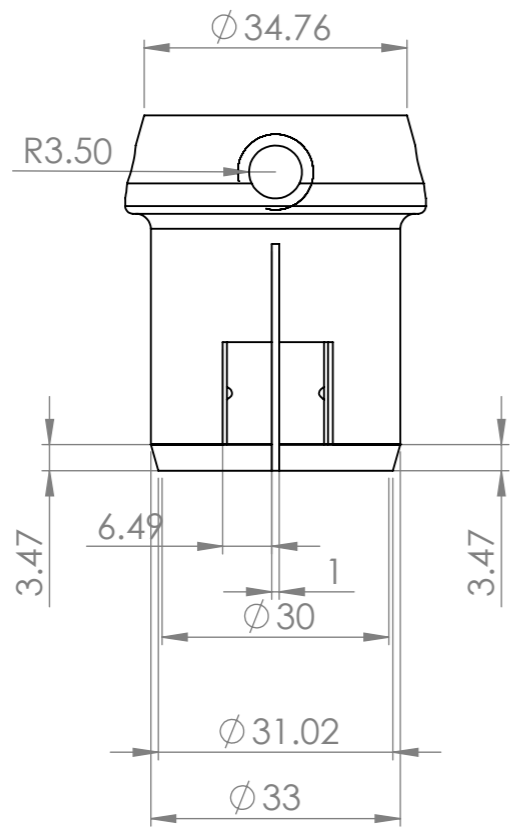
Dimensiones en milímetros Acabado superficial:N8 Tolerancia: LINEAR:±2 ANGULAR:±2			18 de diciembre de 2018			USFQ		No escalar		REVISION	
								TITLE:		A3	
								Ext. del actuador			
						MATERIAL:		DWG NO.5			
						Acero inoxidable					
						Peso:0.7lb		SCALE:1:1		SHEET 1 OF 1	
Nombre			Firma			Fecha					
Dibujado			Andrea Granja			8.11.2018					
Rev.			David Maigua			23.11.2018					
aprov.			Patricio Chiriboga			18.12.018					



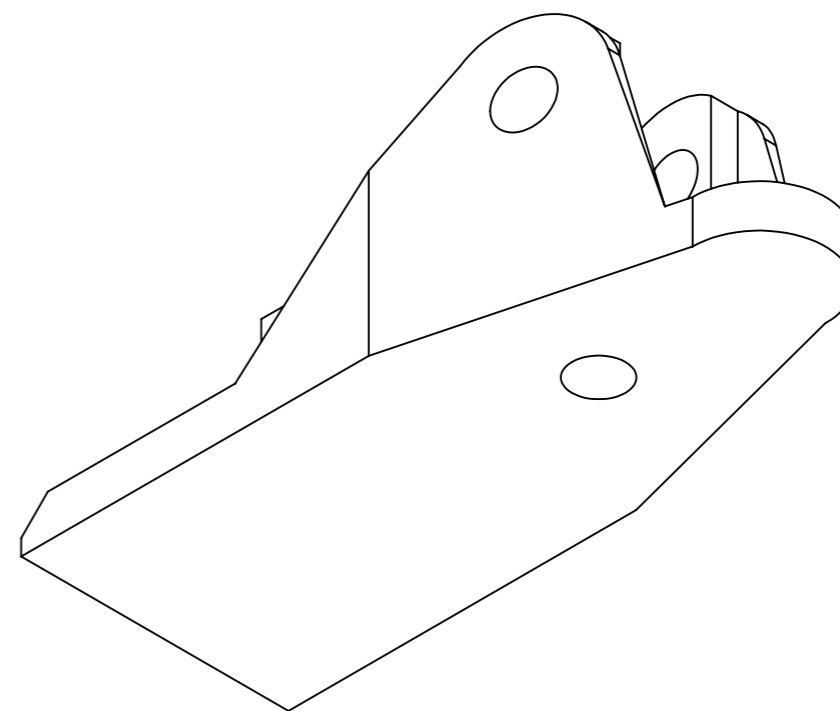
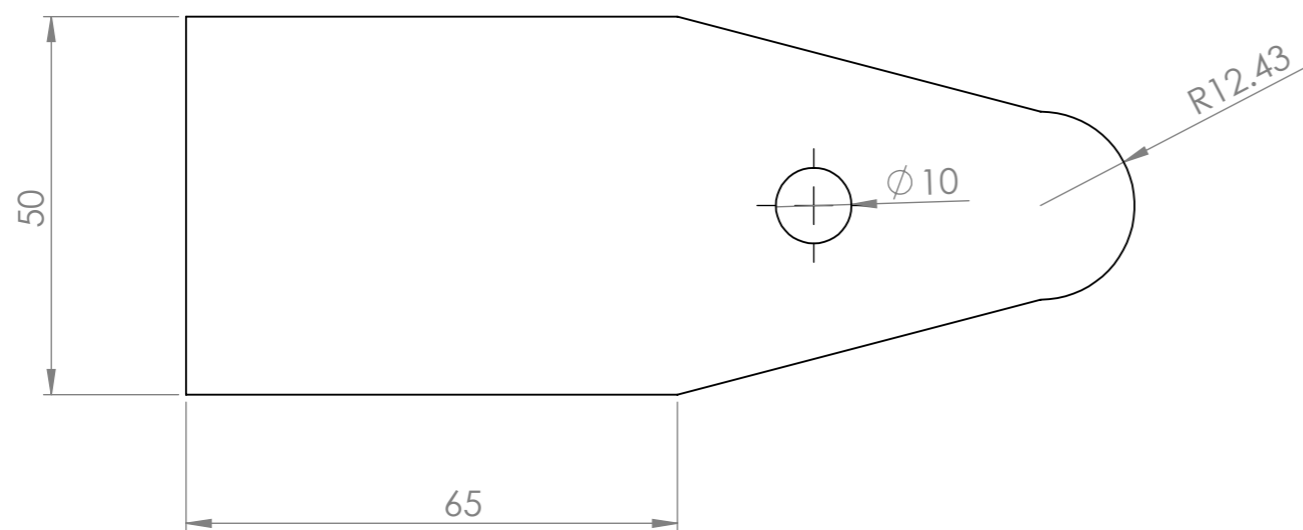
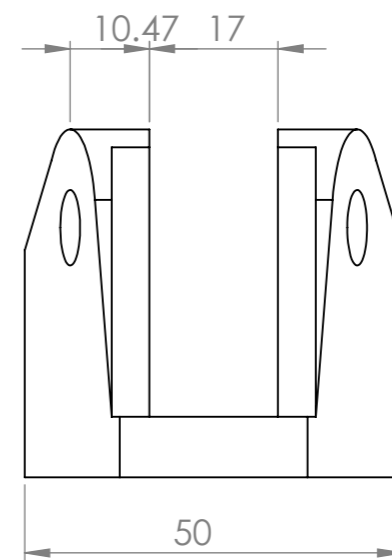
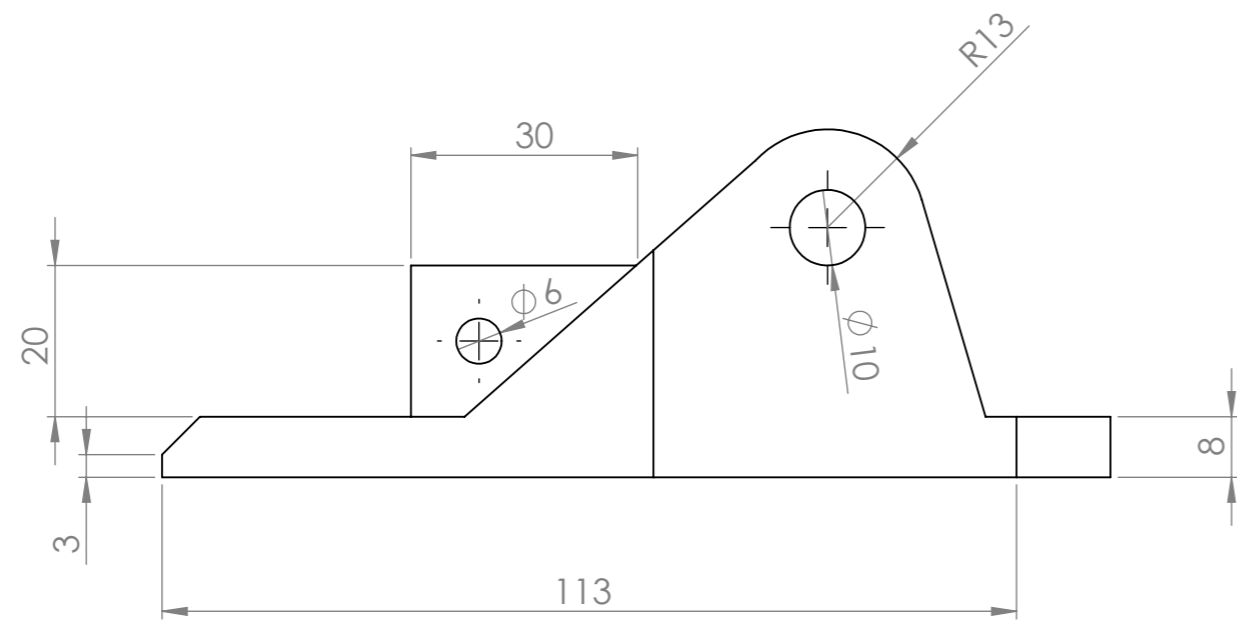
Dimensiones en milímetros Acabado superficial:N3 Tolerancias LINEAR:+-2 ANGULAR:+-2		18 de diciembre de 2018		USFQ		No escalar		REVISION	
Nombre		Firma		Fecha		TITLE:		Piramide de titanio	
Dib. David Maigua				10.10.2018					
Rev. Andrea Granja				23.10.2018					
Aprov. Patricio Chiriboga				18.12.2018					
						MATERIAL:Titanio		DWG NO. 3	
						Peso:0.2lb		SCALE:2:1	
								SHEET 1 OF 1	



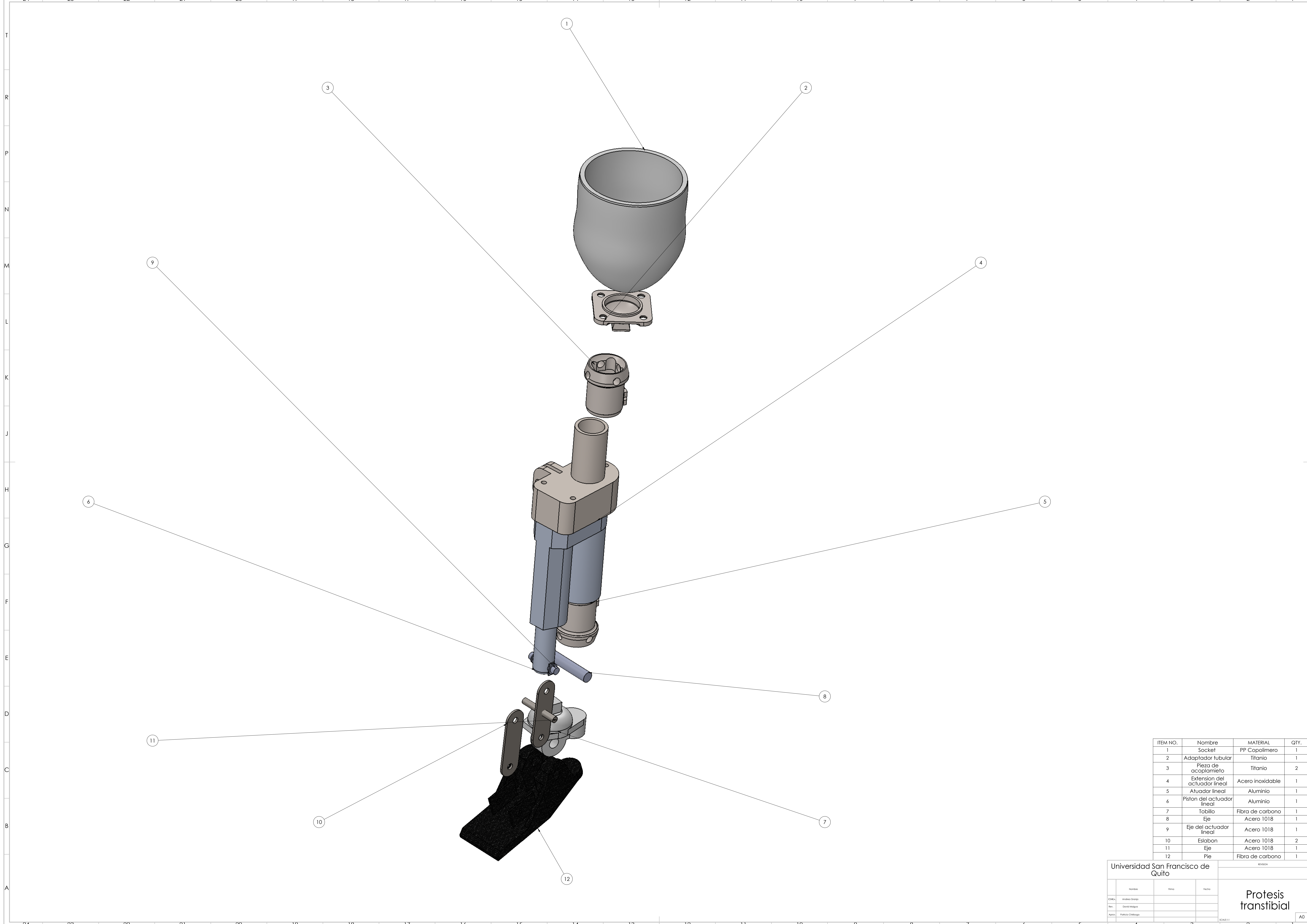
Dimensiones en milímetros Acabado superficial: N2 Tolerancias: LINEAR:+2 ANGULAR:+2			18 de diciembre de 2018		USFQ	No escalar	REVISION
	Nombre	Firma	Fecha			TITLE: Socket	
Dib.	Andrea Granja		11.10.2018				
Rev.	David Maigua		23.10.2018				
Aprov.	Patricio Chiriboga		18.12.2018				
					MATERIAL: PP Copolimero	DWG NO. 1	A3
					Peso:0.4lb	SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1



Dimensiones en milímetros Acabado superficial: Tolerancias: LINEAR: +2 ANGULAR: +2		18 de diciembre de 2018		USFQ		No escalar		REVISION	
Nombre		Firma		Fecha		TITLE:			
Dib. David Maigua				10.10.2018		Adaptador tubular			
Rev. Andrea Granja				23.10.2018					
Aprov. Patricio Chiriboga				18.12.2018					
						MATERIAL: Titanio		DWG NO. 4	
						Peso: 0.25lb		SCALE: 1:1	
								SHEET 1 OF 1	
								A3	



Dimensiones en milímetros Acabado superficial: N8 Tolerancias: LINEAR: +2 ANGULAR: +2		18 de diciembre de 2018		USFQ		No escalar		REVISION	
Nombre		Firma		Fecha		TITLE:			
Dibuj. Andrea Granja				10.10.2018		Pie			
Rev. David Maigua				23.10.2018					
Aprov. Patricio Chiriboga				18.12.2018					
						DWG NO.		A3	
						MATERIAL: Fibra de Carbono		10	
						Peso: 0.35lb		SCALE: 1:1	
								SHEET 1 OF 1	



ITEM NO.	Nombre	MATERIAL	QTY.
1	Socket	PP Copolimero	1
2	Adaptador tubular	Titanio	1
3	Pieza de acoplamiento	Titanio	2
4	Extension del actuador lineal	Acero inoxidable	1
5	Actuador lineal	Aluminio	1
6	Piston del actuador lineal	Aluminio	1
7	Tablillo	Fibra de carbono	1
8	Eje	Acero 1018	1
9	Eje del actuador lineal	Acero 1018	1
10	Eslabon	Acero 1018	2
11	Eje	Acero 1018	1
12	Pie	Fibra de carbono	1

Universidad San Francisco de Quito
 REVISION: _____
 Nombre: _____ Fecha: _____
 DISEÑO: Andres Orjio
 Rev: Daniel Waguio
 Aprob: Patricia Chiriboga
Protesis transtibial
 A0