

Diseño y Simulación de una Prótesis Transfemoral Activa de Bajo Costo

Juan Sebastian Pineda González

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Ingeniero Mecánica, Msc, PhD

Universidad Industrial de Santander
Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas
Escuela de Ingeniería Mecánica
Bucaramanga
2021

Dedicatoria

Dedico este proyecto a mis padres y a mi abuela, que siempre me brindaron todas las herramientas para llegar a donde me encuentro hoy, que siempre me apoyaron incondicionalmente y me dieron muchas veces el empujón que necesitaba para realizar mis sueños y hoy a puertas de cumplir otra meta me doy cuenta que estoy donde estoy y soy quien soy gracias a ellos.

A mi familia que siempre se preocupó por mí y estuvo conmigo tanto en los momentos difíciles como en los felices, apoyándome y dándome consejos cuando los necesite, ellos también son parte de este triunfo y aunque la situación actual nos ha separado nunca me he sentido lejos de ellos.

A mis amigos con los que compartí tantos momentos de diversión y estrés durante mi paso por la universidad, sin su compañía y ayuda no podría haberlo logrado y aunque este sea el fin de nuestro periodo como compañeros de clase, es también un inicio donde espero seguir gozando de su compañía

A mis profesores de los que aprendí algo nuevo con cada clase y me ofrecieron el conocimiento y las herramientas para forjar mi nuevo futuro, y de los cuales me llevo de cada uno un buen recuerdo.

Tabla de Contenido

Introducción	17
1. Justificación	20
2. Objetivos	22
2.1. Objetivo general.....	22
2.1.1. Objetivos específicos	22
3. Marco Teórico.....	23
3.1. Antecedentes de la investigación.....	23
3.1.1. Antecedentes internacionales.....	24
3.1.2. Antecedentes nacionales	26
3.1.3. Antecedentes regionales.....	28
3.2. Referentes teóricos.....	30
3.2.1. Unidades del cuerpo en movimiento.....	30
3.2.2. Ciclo de marcha	30
3.2.3. Determinación de la marcha	31
3.2.3.1. Rotación pélvica en el plano transversal.....	31
3.2.3.2. Inclinación pélvica.....	32
3.2.3.3. Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo.	32
3.2.3.4. Ancho de la base de sustentación.....	32
3.2.3.5. Contacto mediante el talón y despegue mediante el ante pie.....	32
3.2.3.6. Ligera angulación fisiológica en el valgo de la rodilla.	32

3.2.4. Modelos matemáticos de la marcha.....	33
3.2.4.1. Modelo de péndulo invertido.....	33
3.2.4.2. Modelo de péndulo doble invertido.....	33
3.2.4.3. Modelo de doble eslabón.....	34
3.2.4.4. Modelo de una pierna considerando extremos distal y proximal.....	34
3.2.4.5. Modelo de cinco eslabones.....	34
3.2.5. Anatomía de la rodilla.....	35
3.2.6. Huesos.....	36
3.2.6.1. El fémur.....	36
3.2.6.2. La rotula.....	36
3.2.6.3. La tibia.....	36
3.2.7. Meniscos.....	36
3.2.8. Meniscos y tendones.....	37
3.2.8.1. Extensores.....	37
3.2.8.2. Flexores.....	37
3.2.9. Ligamentos.....	37
3.2.10. Mecánica del miembro inferior.....	38
3.2.10.1. Mecánica de la cadera.....	38
3.2.10.2. Mecánica de la rodilla.....	39
3.2.11. Prótesis transfemoral.....	40
3.2.12. Articulación de la rodilla.....	40
3.2.13. Pie protésico.....	41
3.2.14. Sockets ortopédicos o encaje.....	42

3.2.15. Sistema de control.....	42
3.2.16. Clasificación de los sistemas de control	42
3.2.16.1. Sistema de control de lazo abierto	43
3.2.16.2. Sistema de control de lazo cerrado	43
4. Diseño Metodológico.....	43
4.1. Diseño del sistema mecánico estructural	45
4.1.1. Pre-fase A: Análisis del problema de diseño	45
4.1.1.1. Identificación de las necesidades y requerimientos	45
4.1.1.2. Constantes de diseño.....	46
4.1.2. Fase A: Diseño conceptual del sistema.....	47
4.1.2.1. Descripción funcional del movimiento de la prótesis.....	47
4.1.2.2. Diseño de alternativas.....	49
4.1.2.3. Niveles de madurez de la tecnología (TRL)	59
4.1.2.4. Despliegue de la función de calidad (QFD).....	59
4.1.3. Fase B: Parámetros del diseño	62
4.1.3.1. Análisis de resistencia estructural.....	62
4.1.3.2. Análisis de los modos de falla y efectos (FMEA).....	90
4.1.3.3. Simulación	94
4.1.4. Fase C: Optimización de los parámetros de diseño	98
4.1.4.1. Retroalimentación de los parámetros de diseño.....	98
4.1.4.2. Optimización.....	100
4.1.5. Selección de complementos.....	104
4.1.5.1. Socket.....	105

4.1.5.2. Adaptadores.	107
4.1.6. Diseño estructural final de la prótesis transfemoral.....	108
4.2. Diseño del sistema de control	109
4.2.1. Pre-fase A: Análisis del problema de diseño del sistema de control	109
4.2.1.1. Identificación de las necesidades y requerimientos	110
4.2.1.2. Constantes de diseño.....	110
4.2.2. Fase A: diseño conceptual del sistema.....	111
4.2.2.1. Descripción funcional de la marcha.....	111
4.2.2.2. Diseño de alternativas	116
4.2.2.3. Modelos de madurez de la tecnología (TRL)	120
4.2.2.4. Despliegue de la función de calidad (QFD).....	121
4.2.3. Fase B: Parámetros del diseño	121
4.2.3.1. Análisis de parámetros.....	121
4.2.3.2. Análisis de los modos de falla y efectos (FMEA)	148
4.2.3.3. Simulación.	151
4.2.4. Fase C: Optimización de los parámetros de diseño	154
4.3. Prótesis transfemoral activa	154
4.3.1. Especificaciones técnicas:.....	157
4.3.2. Listado de piezas de la prótesis:.....	158
5. Costos.....	159
5.1. Costos de manufactura de piezas estructurales y mecánicas.	159
5.2. Herramientas para en ensamblaje y equipos.....	161
5.3. Costo total de fabricación de la prótesis transfemoral	161

6. Conclusiones	162
7. Observaciones	163
8. Recomendaciones	164
Referencias Bibliográficas	165
Apéndices.....	171

Lista de Tablas

Tabla 1	Requerimientos del Paciente.....	45
Tabla 2	Constantes de Diseño.....	46
Tabla 3	Comparación entre Mecanismos de Flexión.....	49
Tabla 4	Primera Matriz PUGH para Análisis de Alternativas	53
Tabla 5	Segunda Matriz PUGH para Análisis de Alternativas.....	56
Tabla 6	Tercera Matriz PUGH para Análisis de Alternativas	58
Tabla 7	Matriz QFD.....	60
Tabla 8	Propiedades del Acero Inoxidable Ferrítico	71
Tabla 9	Momentos y ángulos críticos durante la marcha	72
Tabla 10	Propiedades del acero inoxidable ferrítico.....	75
Tabla 11	Características físicas del aluminio.....	80
Tabla 12	Características físicas del acero 1020 CD.....	83
Tabla 13	Análisis de la probabilidad de falla.....	90
Tabla 14	Análisis de la severidad de la falla.....	91
Tabla 15	Análisis de detección de falla	92
Tabla 16	Análisis de modos de falla y efectos mecánico-estructural	93
Tabla 17	Requerimientos del sistema de control	110
Tabla 18	Constantes de diseño.....	111
Tabla 19	Matriz PUGH de selección de actuador.....	120
Tabla 20	Análisis de modos de falla y efectos sistema de control.....	149
Tabla 21	Propiedades del acero inoxidable ferrítico.....	157

Tabla 22 Partes de la prótesis.....	158
Tabla 23 Costos de piezas estructurales y mecánicas.....	159
Tabla 24 Costos de implementos electrónicos.....	160
Tabla 25 Costos de implementos herramientas y equipos.....	161
Tabla 26 Costos totales de producción de la prótesis transfemoral.....	161

Lista de Figuras

Figura 1	Prótesis por impresión 3D de la universidad icesi.....	18
Figura 2	Ciclo de Marcha	31
Figura 3	Planos del cuerpo humano.....	38
Figura 4	Planos de movimiento de la cadera	39
Figura 5	Proceso de Diseño	44
Figura 6	Alternativa de diseño A.....	50
Figura 7	Alternativa de diseño B	51
Figura 8	Alternativa de diseño C.....	52
Figura 9	Alternativa de diseño D.....	54
Figura 10	Alternativa de diseño E	55
Figura 11	Alternativa de diseño F.....	57
Figura 12	Partes del diseño de la prótesis.....	64
Figura 13	Reacciones durante la marcha	65
Figura 14	Modelo de fuerzas durante la marcha.....	66
Figura 15	Modelo de fuerzas durante la marcha.....	67
Figura 16	Dimensiones humanas.....	68
Figura 17	Distribución de fuerzas en el pasador principal	70
Figura 18	Ángulos y momentos durante la marcha.	72
Figura 19	Primer momento de carga.....	73
Figura 20	Distribución de cargas en el primer estado.....	74
Figura 21	Segundo estado de carga.....	76

Figura 22	Distribución de cargas del segundo estado.....	77
Figura 23	Estado de carga del pasado trasero del actuador	78
Figura 24	Aplastamiento en la estructura	80
Figura 25	Reacciones en la estructura productos de la fuerza	81
Figura 26	Distribución de momentos.....	82
Figura 27	Distribución de momentos.....	84
Figura 28	Estudio sobre la velocidad angular durante la marcha	86
Figura 29	Selección del rodamiento por catálogo.....	88
Figura 30	Cojinete de deslizamiento PCMF 081005.5 E	89
Figura 31	Resultados del análisis de modos de falla y efectos	93
Figura 32	Aplicación de las fuerzas de simulación.....	95
Figura 33	Simulación bajo el criterio de Von Mises	96
Figura 34	Simulación por estados URES.....	97
Figura 35	Simulación por factor de seguridad.....	98
Figura 36	Retroalimentación sobre el contacto superior de la prótesis.	99
Figura 37	Retroalimentación sobre el contacto inferior de la prótesis	100
Figura 38	Optimización del contacto superior.....	101
Figura 39	Optimización del contacto inferior	101
Figura 40	Simulación optimizada del criterio de Von Mises.	102
Figura 41	Simulación optimizada por estados de URES.	103
Figura 42	Simulación optimizada por factor de seguridad.	104
Figura 43	Socket trinquete	105
Figura 44	Socket de pin liso.....	106

Figura 45	Socket de embrague.....	106
Figura 46	Pie protésico dinámico challenger.....	108
Figura 47	Diseño estructural final de la prótesis transfemoral	109
Figura 48	Fases de la marcha.....	112
Figura 49	Movimiento frontal durante la fase de oscilación	114
Figura 50	Movimiento de la pierna durante la fase de apoyo	115
Figura 51	Alternativa A de transmisión de potencia	117
Figura 52	Alternativa B de transmisión de potencia.....	118
Figura 53	Alternativa C de transmisión de potencia.....	119
Figura 54	Modelo dinámico de péndulo invertido.....	121
Figura 55	Modelo de prótesis a controlar	126
Figura 56	Componentes de un actuador lineal.....	127
Figura 57	Grafica característica del actuador lineal	128
Figura 58	Características del actuador.....	129
Figura 59	Distribución de momentos.....	130
Figura 60	Dispositivo EMG.....	131
Figura 61	Definición angular entre la tibia y el fémur.....	132
Figura 62	Elementos de acción mecánica de la prótesis	133
Figura 63	Descripción del sensor de flexión.....	134
Figura 64	Convertidores DC/DC step-Down 12 A y 3 A.....	135
Figura 65	Modelo eléctrico de un convertidor DC/DC tipo Buck	136
Figura 66	Driver VNH2SP30 para un motor DC.....	137
Figura 67	Módulo de comunicación bluetooth BLE HM-11	138

Figura 68	Placa de adquisición y desarrollo ARM Arduino Portenta H7.....	139
Figura 69	Batería Hrb 3300 Mah 148 V Lipo Rc 35 C 4s.....	141
Figura 70	Configuración de conexión entre el módulo HM-10 y Arduino UNO.....	143
Figura 71	Ejecución de CCLoader desde CMD Windows.....	145
Figura 72	Carga de firmware del módulo MH-10 a través de Arduino UNO.....	146
Figura 73	Estructura básica de control de la prótesis.....	147
Figura 74	Resultados del análisis de modos de falla y efectos sistema de control.....	150
Figura 75	Bloque de función para la posición en X.....	152
Figura 76	Bloque de función para la posición en θ	152
Figura 77	Ecuaciones de movimiento del sistema.....	153
Figura 78	Modelo de simulación del sistema dinámico.....	153
Figura 79	Respuesta del sistema frente a los impulsos.....	154
Figura 80	Prótesis transfemoral activa.....	156
Figura 81	Prótesis transfemoral activa.....	157

Lista de Apéndices

Apéndice A Resultados de la simulación estructural.....	171
Apéndice B Resultados simulación en mtlab simulink.....	179
Apéndice C Planos de prótesis transfemoral	212

Resumen

Título: Diseño y Simulación de una Prótesis Transfemoral Activa de Bajo Costo*

Autor: Juan Sebastian Pineda González**

Palabras clave: Prótesis Transfemoral, Sistema De Control, Biomecánica, Ciclo De Marcha.

Descripción: En este proyecto de investigación se desarrolló el diseño y simulación de un prototipo de prótesis transfemoral activa que basada en modelos dinámicos aplicados a un sistema de control es capaz de asistir la marcha de un paciente con amputación transfemoral. Con este diseño se plantea encontrar una opción más viable y accesible de acceder a una prótesis transfemoral con procesamiento de señales y asistencia durante la marcha, sin tener que recurrir a las costosas alternativas que se ofrecen en el mercado hoy en día.

Para el desarrollo de este proyecto se hizo uso de la metodología usada en “NASA ESMD capstone Design” aplicándola de manera independiente a los dos procesos de diseño involucrados en el proyecto, el sistema mecánico – estructural y el sistema de control, desembocando en un diseño que cumple con las necesidades de ambos sistemas así como de la prótesis transfemoral en conjunto.

Durante el desarrollo de este proyecto se utilizaron software de modelamiento y simulación como una herramientas para acercarse lo más posible a situaciones reales en las que se puede ver sometida la prótesis, con ayuda de solidworks y matlab simulink no solo se pudo observar cómo se comportaría la prótesis bajo efectos de esfuerzos y cargas sino que además permitió identificar las respuestas del sistema dinámico y de control frente a la influencia del movimiento de la persona durante la marcha.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingeniería físico - mecánicas. Escuela de Ingeniería mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Ingeniero Mecánico, MSc, PhD,

Abstract

Title: Design and Simulation of a Low-Cost Active Transfemoral Prosthesis*

Author: Juan Sebastian Pienda Gonzalez**

Key Words: Transfemoral Prosthesis, Control System, Biomechanics, Gait Cycle.

Description: In this development research project the design and simulation of a prototype of an active transfemoral prosthesis based on dynamic models that can assist the gait of a patient with transfemoral amputation thanks to a dynamic model characteristic of human gait. This design seeks a more viable and accessible option to access a transfemoral prosthesis with signal processing and assistance during gait, without having to resort to the expensive alternatives offered by the market today.

For the development of the project, the methodology of "NASA ESMD capstone Design" was used, applying it independently to the two design processes involved in the project, the mechanical - structural system and the control system, allowing us to lead to a design that satisfies the needs of both systems as well as the transfemoral prosthesis as a whole.

During the development of this project, modeling and simulation software will be used as a tool to approach real situations experienced by the prosthesis, with the help of solidworks and matlab simulink it was not only possible to observe how the prosthesis would behave under the effects of stress and loads, It also allowed us to identify the response of the dynamic control system to the influence of the person's movement during the march.

* Degree Work

** Faculty of Physical Engineering - Mechanics. Mechanical Engineering school. Director: Diego Fernando Villegas Bermudez Mechanical Engineer, MSc, PhD.

Introducción

Según el informe mundial sobre la discapacidad proporcionado por la organización mundial de la salud (OMS, 2017) cerca de 1000 millones de personas, presentan un tipo de discapacidad y de estas, 200 millones presentan dificultades para llevar a cabo las actividades del día a día con normalidad. Según la OMS se prevé que en un futuro las cifras se mantengan o incluso aumenten debido al envejecimiento de la población, que incrementa el riesgo de padecer una discapacidad y la proliferación de enfermedades crónicas como la diabetes y las enfermedades cardiovasculares.

Si nos enfocamos en el caso particular de Colombia, ni siquiera se puede estimar con exactitud el porcentaje de la población discapacitada. El censo realizado por el Departamento Administrativo Nacional de Estadísticas (Minsalud, 2018) arrojó que en 2005 cerca del 6.4% de los colombianos presentan una discapacidad, y a través del registro de localización y caracterización de personas con discapacidad (RLCPD) la mitad de ellos presentan discapacidades para correr, andar y saltar, y el 29.1% deben su inhabilidad a una amputación de parcial o total de un miembro inferior.

El número tan elevado de amputaciones en Colombia se debe principalmente por enfermedades, accidentes de tránsito y a causa del conflicto armado, y aunque se suele pensar que el conflicto armado es la principal causa de amputaciones en el país debido a las minas antipersonales y las municiones sin explotar, las cifras muestran una realidad distinta. Entre 1990 y 2004 se registraron más de 3000 víctimas de minas antipersonas y 2300 de ellas perdieron una de sus extremidades, por otra parte la Federación Diabetológica de Colombia (Magazin de la Radio | Talento en Radio, 2017) muestra que entre un 7.4 a 9.4% de la población adulta es diabética por lo que se habla de aproximadamente 1.7 millones de personas, de las cuales cerca del 40% tiene

un alto riesgo de presentar una neuropatía o un problema vascular que requiera de una amputación, por esto se afirma que la diabetes en Colombia es la principal causa de amputaciones (Gomez V. , 2017).

Con esta problemática en Colombia han surgido diferentes alternativas para el diseño y construcciones de prótesis de bajo costo y funcionales, como lo es el caso de la prótesis diseñada por la Universidad Icesi en Cali, (Muñoz, DISEÑAN PROTESIS DE BAJO COSTO EN COLOMBIA, 2014) la cual es impresa en 3D disminuyendo el costo y además reduciendo el tiempo de producción de una prótesis a unas pocas horas, sin embargo para la era que vivimos estas prótesis parecen quedarse atrás reduciendo su diseño a una funcionalidad netamente mecánica que muy posiblemente no garantice una paso ergonómico y natural.

Figura 1

Prótesis por impresión 3D de la universidad Icesi



Nota. Tomada de Muñoz, J. P. (2014). Diseñan prótesis de bajo costo en Colombia [Figura]. Portafolio.

<https://www.portafolio.co/tendencias/disenan-protesis-costo-colombia-62240>

Las prótesis transfemorales mecánicas suelen ser la primera opción a considerar por un paciente con una amputación superior a su rodilla debido a su facilidad de adquisición y precio, rondando entre los US\$ 1500 y 7500, estas prótesis varían su precio dependiendo de su

complejidad, desde las más arcaicas que basan su funcionamiento en el de una bisagra hasta las rodillas poli céntricas que cuentan con un sistema de apertura y cierre mediante cables y cintas de sujeción que van unidas al cuerpo y se flexionan o se contraen mediante un tensor que es accionado al caminar, como es de imaginar estas prótesis aunque funcionales, se encuentran limitadas en cuanto a movimiento y versatilidad, además requieren un gran esfuerzo por parte del paciente al momento de operarlas y no siempre ofrece un paso cómodo y estable.

Se tiene certeza que el nivel de amputación está directamente relacionado con la cantidad de energía que un paciente va a requerir para operar una prótesis, a pesar de ello se tiene certeza de la existencia de prótesis biomecánicas que alivian en gran medida esta carga y que incluso mediante microprocesadores analizan la contracción de los músculos y corrigen la flexión para imitar una pierna real, el principal problema con ellas es su alto precio en el mercado que solo las pone al alcance de veteranos de guerra o de gente con altos recursos.

Aunque no se puede aspirar a una prótesis transfemoral con análisis sistemático muscular de bajo costo, una prótesis con un grado medio de control podría llegar a ser una solución viable y accesible para una gran cantidad de personas con esta condición, entonces nace la pregunta ¿Qué características debe tener un sistema protésico asistido mediante control de bajo costo y de fácil acceso para una mayor cantidad de personas?

1. Justificación

La prótesis transfemoral lleva consigo múltiples desafíos en su necesidad de adaptarse al día a día del paciente, entre los cuales se encuentran el incremento del gasto de energía física, los problemas de equilibrio y estabilidad, dificultad de movilidad y la ergonomía, todos estos factores afectan directamente el proceso de diseño y construcción de una prótesis y a su vez se ven reflejados en el precio de estas.

En los últimos años, los avances en la ciencia y la tecnología han evidenciado un avance significativo en cuando al desarrollo de prótesis se refiere, sin embargo estos avances no siempre se encuentran a la disposición de todos, los informes de la OMS (OMS, 2017) reflejan que los países con bajos recursos son a su vez los que más presentan casos de pacientes discapacitados, lo que plantea un panorama en el cual las personas más pobres son las más propensas a tener una discapacidad y por ello no cuentan con los recursos para un tratamiento adecuado que le permita desarrollar sus actividades diarias.

Aunque actualmente en el mercado se pueden encontrar prótesis de bajo costo y accesibles para cualquier persona, estas se limitan al movimiento inercial de la prótesis dejando de lado la posibilidad de una marcha cómoda y natural, y estaremos de acuerdo que en pleno siglo XXI esto se queda bastante atrás.

A pesar de que a simple vista actividades como caminar o subir escaleras parece una tarea rutinaria, para un paciente con amputación transfemoral esto representa un gran esfuerzo tanto físico como mental, prótesis como la genium x3 o la C-Leg solucionan en gran medida todos estos inconvenientes mediante el uso de microprocesadores que nivelan la marcha, sin embargo lo que ganan en utilidad lo pierden en economía, con un precio que ronda entre los 9000 y 20000 dólares no se encuentra en un presupuesto de la mayoría, y en este caso la alejan de la población que se

encuentra más afectada, esta tesis busca una solución viable y más accesible, que aporte una visión diferente a un problema ya bastante tratado.

Entre las condiciones de diseño, no solo se deben presentar las necesidades requeridas por el paciente, siempre debe considerarse el ámbito global, hoy en día cualquier diseño a considerar esta en la obligación de verse involucrado con la repercusión ambiental que tendrá a futuro, para el diseño y construcción de la prótesis los materiales más comunes a usar se encuentran los termoplásticos y siliconas para las partes en contacto con la piel y aluminio y titanio para la parte estructural de estas, los materiales van a ir referenciados por los esfuerzos físicos que se presentan en la prótesis por lo que la selección idónea de ellos no solo puede verse reflejado en un ahorro considerable si no en un beneficio al medio ambiente.

El reto a enfrentar ahora, no solo no es lograr que funcione correctamente y cumpla con todos los requisitos de peso y resistencia, sino también asegurar su accesibilidad para toda la población, ya que se ha demostrado que, aunque se han desarrollado prótesis muy avanzadas y de gran capacidad la accesibilidad a ellas es muy reducida. De esta forma, muchas personas en condición de discapacidad que no cuentan con prótesis transfemorales adecuadas podrán recuperar parte de su movilidad, permitiéndoles desempeñar su día a día con normalidad.

2. Objetivos

2.1. Objetivo general

- Diseñar y simular un prototipo funcional de prótesis de bajo costo asistida electrónicamente por un sistema de control para ajustar la marcha de un paciente con amputación transfemoral

2.1.1. *Objetivos específicos*

- Elaborar un diseño en detalle de la prótesis transfemoral utilizando modelamiento CAD como medio para analizar el funcionamiento y la resistencia estructural y mecánico de la prótesis durante el proceso de marcha, empleando un enfoque de sistemas como proceso de diseño.
- Diseñar un sistema de control apoyado en software de computo numérico que se encargue de ajustar el balanceo de la rodilla y el pie durante la marcha, al de una caminata normal, haciendo uso del enfoque de sistemas como proceso de diseño.
- Simular el prototipo de sistemas de control, estructural y mecánico de la prótesis transfemoral como medio de verificación de los resultados obtenidos del proceso de diseño.

3. Marco Teórico

Para esta sección se realizó un análisis y recopilación de lo que se ha hecho e investigado alrededor de las prótesis transfemorales, así como los conceptos necesarios para el desarrollo de esta con el objetivo de tener una visión más clara del ambiente en el cual se está realizando el diseño y las posibles alternativas que puedan ayudar o guiar el enfoque y desarrollo del proyecto.

Para realizar la recopilación de antecedentes se revisaron documentos relacionados a nivel regional, nacional e internacional sobre el diseño y construcción de una prótesis transfemoral tanto mecánica como asistida, en estos se buscó cierta relevancia en el ámbito del proyecto además de la posibilidad de realizar aportes a este proyecto en desarrollo, se investigaron tanto artículos referentes al diseño físico de la prótesis como al diseño del sistema de control incorporado en ella.

3.1. Antecedentes de la investigación

En la última década el avance en el diseño y control de las prótesis para pacientes con amputaciones tanto en las extremidades superiores e inferiores ha sido abismal en comparación a años posteriores, prótesis que antes se limitaban al balanceo o movimientos limitados a un eje de rotación han sido reemplazados por sistemas mecánicos que imitan el movimiento omnidireccional de las articulaciones y sistemas de control que ayudan al paciente a controlar la prótesis simulando su extremidad perdida.

3.1.1. Antecedentes internacionales

- Design and Manufacturing Knee Joint for Smart Transfemora Prosthetic” (Kadhim, Chiad, & Takahakh, 2018)

La comunidad científica reconoció la necesidad de encontrar nuevos materiales que amplíen el rango de alternativas de diseño, esta discusión se llevó a cabo en el “International Conference on Materials Engineering and Science”. Este artículo tuvo como meta el diseño de una prótesis que cumpla con los requisitos de velocidad y flexibilidad, que permitan al paciente recuperar el movimiento saludable de su pierna. El diseño se basaba en el uso de un micro controlador que controla un motor DC preexistente, y tiene como materiales principales las aleaciones de Aluminio 7075 y 6061, y el acero AISI 4130. El programa Solidworks 2018 fue utilizado para el cálculo de esfuerzos de cada una de las partes, las cuales cumplieron con los criterios de Von-Mises, asegurando el éxito del proyecto. Su proceso de diseño y los materiales escogidos cumplen con todas las especificaciones, y serán una opción a tener en cuenta en el diseño del elemento biomecánico del proyecto.

- Modelamiento y simulación de una prótesis transfemoral con amortiguamiento en la rodilla del sistema de control por el método de respuesta en frecuencia y método de espacio de estados (Bach. Huaman Valverde, 2019)

En la universidad de Ricardo Palma, en lima Perú se realizó el diseño y construcción de una prótesis transdfemoral cuyo componente activo se encargaba de la posición y movimiento del pie ortopédico mientras que para la rodilla tomaron un concepto pasivo en el cual el paciente debe ser el que la opere, esta tesis plantea diferentes alternativas que se tomaron en cuenta para las

diferentes partes de la prótesis, desde las consideraciones cinemáticas del movimiento hasta las distintas maneras de ejecutar el sistema de control, es importante destacar que se desarrolla una evaluación de los componentes críticos de la prótesis mediante el software solidworks y con respecto a esos resultados de la simulación se realiza el diseño estructural de la prótesis, el desarrollo de esta tesis y su tratamiento del sistema de control y los datos arrojados por solidworks resultan de gran ayuda como un modelo que puede servir para el desarrollo de la presente tesis, el modelamiento de la dinámica y la cinemática que utilizan también será referido cuando se trate el tratamiento matemático de la prótesis.

- Diseño mecánico de una prótesis activa transfemoral (Barrenechea, 2017)

Por otro lado, la universidad católica de Perú desarrollo el diseño de una prótesis transfemoral completa con tres estados de marcha, en esta tesis se plantearon diferentes alternativas tanto como para el sistema de control como para el sistema mecánico de flexión de la rodilla, los resultados finales de esta propuesta de diseño desembocaron en una prótesis que mediante actuadores y mecanismos lograba simular los músculos y huesos involucrados en la extremidad, en cuando al sistema de control se tomaron en cuenta los tres estados de marcha sin embargo este sería únicamente implementado en la marcha activa, para los otros dos simplemente se trataría como una prótesis pasiva. Es importante resaltar que para la marcha activa el control se dividió en tres niveles, alto medio y bajo las cuales se encargaron de administrar el control en cada segmento de la marcha, esta tesis guarda gran similitud con la presente propuesta, la manera en la que seleccionan los componentes mecánicos de la prótesis mediante una matriz morfológica resulta un referente importante que puede ser de utilidad al analizar diferentes alternativas para el sistema mecánico.

3.1.2. Antecedentes nacionales

- Diseño de prótesis transfemoral (Castro Junco, Diseño de una protesis transfemoral, 2018)

En el ámbito Nacional se encuentran investigaciones destacadas en el campo de estudio teórico de las prótesis por parte de la Universidad de América, Bogotá D.C, trazan como objetivo principal analizar el comportamiento de diferentes materiales para la construcción de la prótesis. Mediante diferentes análisis de simulación por software y evaluaciones tanto de costo como de funcionalidad llegaron a seleccionar el aluminio como el material más eficiente y menos costoso de la gama de alternativas que proponen, cabe destacar que esta tesis se centró principalmente en el estudio de materiales con respecto al uso en la manufactura de prótesis, y aunque la presente tesis se centre en el diseño y simulación un análisis tan preciso será de utilidad al llegar el momento de evaluar la resistencia del material para la construcción, es de resaltar el análisis tanto económico como de compatibilidad biológica que les realizan a los materiales.

- Sistema de control electrónico de una prótesis transfemoral (Gomez L. A., SISTEMA DE CONTROL ELECTRONICO DE UNA PROTESIS TRANSFEMORAL, 2015)

En Colombia el desarrollo practico de prótesis transfemorales tampoco se queda atrás en cuando a innovación, estudios como el de la universidad de los Andes se propone diseñar y simular un sistema de control simple que se encargue del funcionamiento de una prótesis transfemoral, en esta tesis se plantea un sistema de control electrónico bastante eficiente y que basa su funcionamiento en el de un miembro sano para estimar el movimiento que se debe realizar en

consideración al desfase con el modelo de pierna sana, eligieron un sistema de control fuzzy que sería programado mediante el software matlab o simulink, y aunque en un principio pensaron en un controlador PID debido al desconocimiento de la planta a controlar decidieron optar por un controlador de lógica difusa, el análisis que realizan de la marcha y como administran los datos recolectados del movimiento de una pierna sana para así poder programar el controlador que administra la prótesis podrían resultar en una buena opción a la hora de desarrollar el sistema de control de la presente tesis, además el tratamiento de una plataforma como Matlab simulink es una alternativa muy viable y eficiente para desarrollar la programación que será evaluada en el momento de tratar los datos a analizar

- Diseño y construcción de una prótesis mioelectronica transtibial activa. (Alzate Delgado, Bravo Rodriguez, & Escobar Paez, 2015)

En la facultad de ciencias básicas e ingeniería, la universidad de San Buenaventura, desarrollo el diseño de una prótesis transtibial activa que funciona con señales electromiografías de la pierna, con el fin de imitar los movimientos de una pierna sana, esta tesis plantea un desarrollo macarrónico de una prótesis, determinando tanto su funcionamiento electrónico como el del sistema control, y basándose en la adquisición y tratamiento de las señales mioelectricas para regir los movimientos de la prótesis y proveer de más estabilidad y comodidad al paciente con amputación transtibial. Esta tesis no trata una prótesis tranfemoral como es el caso de esta sin embargo su tratamiento de datos y sistema de adquisición de señales mioelectricas como medio para controlar la prótesis puede resultar de gran ayuda cuando se trate con el sistema de control de la prótesis y su respectivo tratamiento de datos.

3.1.3. Antecedentes regionales

- Diseño y construcción de un prototipo funcional de prótesis transfemoral de bajo costo (Gonzalez Diaz, Guilo Avella, & Lizarazo Moreno, 2016)

En la universidad industrial de Santander se realizó esta tesis que logró desarrollar un prototipo funcional de una prótesis mecánica de bajo costo sin comprometer la parte estructural de la prótesis y con una manufactura sencilla que no depende de grandes procesos industriales, en este proyecto se destaca la mejora en la marcha en el proceso de balanceo del pie, el prototipo fue probado por un paciente con discapacidad el cual reafirmo que la funcionabilidad de la prótesis así como su comodidad al momento de ejecutar una caminata, aunque esta prótesis no cuenta con un sistema de control implementado, es un gran referente en cuanto a disminución de costos en una prótesis ya que logra una gran disminución del costo promedio de una prótesis en el mercado nacional y esto resulta un factor a destacar en el actual desarrollo del proyecto en el cual también se busca una minimización del costo general de una prótesis transfemoral.

- Desarrollo de una rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales” (Valencia Aguirre & Erazo Arteaga, 2017)

En esta misma universidad, la universidad industrial de Santander se trataría posteriormente en el concepto de diseño conceptual de una prótesis tranfemoral, más específicamente en el modelo de la rodilla, es un artículo publicado por la revista UIS en el cual se propone el uso de las herramientas computaciones CAD, CAE y CAM para el análisis de por el método de elementos finitos de las componentes de la prótesis y se realiza la simulación del

funcionamiento de esta, para este proyecto se realizó primero un modelamiento de la rodilla con una impresora 3D para verificar su funcionamiento y posteriormente tener más certeza del prototipo que se iba a fabricar, esta alternativa de análisis previo a la fabricación puede resultar muy útil a la hora de evaluar métodos para corroborar el diseño implementado.

- Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales (Valencia Aguirre, Mejia Echeverria, & Erazo Arteaga, 2017)

En el 2017 se publicó un artículo en la revista UIS Ingenierías en el cual se exponía el trabajo de investigación para desarrollar una prótesis de una rodilla usando herramientas computacionales, esta investigación se basó en el análisis de la marcha humana de un paciente para desarrollar tanto un modelo CAD como un modelo de análisis de esfuerzos y desplazamientos por el método de elementos finitos. En esta investigación el uso de programas computacionales de diseño permitió tener una visión completa del desarrollo de la prótesis, desde su concepto hasta su fabricación, esta metodología puede llegar a ser de gran ayuda en el proceso de simulación y modelamiento de la prótesis en desarrollo, ya que se llevará acabo la simulación de los estados de esfuerzo y carga de la prótesis, este tipo de modelamiento computacional será de fundamental importancia.

3.2. Referentes teóricos

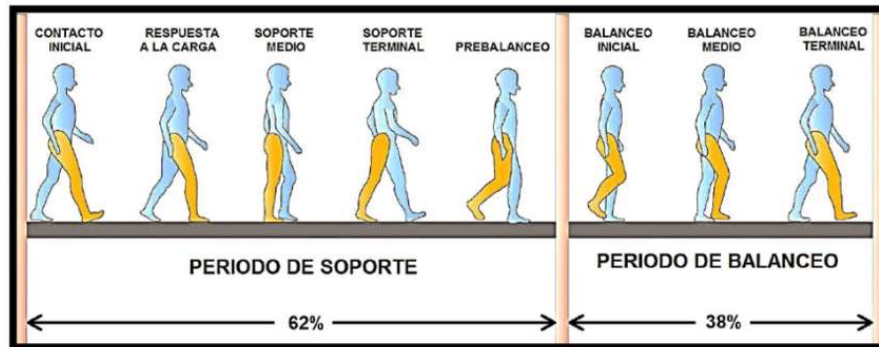
Para esta sección se revisarán los conceptos teóricos y técnicos que se consideran importantes e influyentes en el proyecto de investigación y que afectan tanto al desarrollo de los objetivos como a la formulación del problema, se revisaran conceptos provenientes de la anatomía misma de la pierna hasta terminología propia de sistemas mecánicos y de control.

3.2.1. Unidades del cuerpo en movimiento

Cuando un ser humano realiza la actividad de caminar el cuerpo humano puede dividirse en dos unidades: la pasajera que está compuesta por la parte superior del cuerpo, y la locomotora, que esta compuesta por la parte inferior del cuerpo, piernas y pelvis (Barrenechea, 2017). Para la parte locomotora del cuerpo este destina once articulaciones para esta actividad, lumbosacra, bilateral de cadera, rodilla, tobillo y metatarso falángico, estas son las encargadas de proporcionar a la pierna la potencia, la resistencia y la estabilidad suficiente para realizar una actividad.

3.2.2. Ciclo de marcha

Según Juliana Uribe (Uribe Perez, 2016) la marcha humana es un proceso de locomoción mediante el cual el cuerpo humano, normalmente en posición erecta, se mueve hacia adelante soportado alternamente por sus miembros inferiores, este es normalmente caracterizado por el contacto permanente de al menos uno de sus pies con el suelo. El ciclo de marcha vendría a ser un intervalo de tiempo entre dos eventos sucesivos que se repiten durante la marcha. El ciclo de marcha empieza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie, este ciclo de componer de dos fases: la fase de apoyo, constituye un 62% del ciclo y la fase de balanceo, que constituye el restante 38% del ciclo. El periodo denominado de doble apoyo ocurre cuando ambos pies tocan el piso simultáneamente.

Figura 2*Ciclo de Marcha*

Nota: Tomado de Caicedo, P. R., Vargas, L. J., Salinas, S. A., & Sierra, W. A. (2017). Protocolo de Evaluación de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana

[Figura]. https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-Ciclo-de-Marcha-y-sus-Fases-3-Medicion-de-Parametros-de-la-Marcha-Humada_fig1_321492779

Con el aumento de la velocidad de la marcha se ve un aumento relativo en el tiempo que se gasta en la fase de balanceo y con la disminución de la velocidad esta disminuye, de igual manera con el aumento de velocidad la duración del doble apoyo disminuye llegando a la ausencia en el momento en el que corremos.

3.2.3. Determinación de la marcha

En el proceso de la marcha el movimiento que genera el centro de gravedad no es rectilíneo, lo cual genera diferentes intercambios de energía siendo algunos las conversiones entre energía cinética y potencial y la transferencia de energía en los diferentes segmentos que compone la pierna y sus dirigidas articulaciones. Juliana Uribe (2016) señala seis mecanismos fundamentales que componen la marcha y la optimizan en busca de la reducción de las oscilaciones que presenta el centro de gravedad en el cuerpo.

3.2.3.1. Rotación pélvica en el plano transversal: donde la pelvis rota hacia delante el plano horizontal en cada lado de la línea central, cuando el centro de gravedad está más bajo. Esta

rotación permite que el desplazamiento vertical del centro de gravedad disminuya y para compensarlo los brazos se mueven en sentido contrario al de las piernas y la cintura escapular gira en sentido contrario a la pélvica

3.2.3.2. Inclinación pélvica: la pelvis desciende hacia el lado de la pierna en balanceo, mientras que la pierna contraria se flexiona a medida que la pelvis se dirige a ella, este desplazamiento reduce de igual manera la elevación del centro de masa

3.2.3.3. Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo: aquí luego del apoyo del talón la rodilla se flexiona alrededor de unos 15° , lo que desciende el centro de gravedad en su punto más alto.

3.2.3.4. Ancho de la base de sustentación: durante la marcha, la pelvis debe desplazarse horizontalmente para mantener el equilibrio y la estabilidad durante el apoyo medio esto reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad

3.2.3.5. Contacto mediante el talón y despegue mediante el ante pie.

3.2.3.6. Ligera angulación fisiológica en el valgo de la rodilla: Tiene como objetivo la reducción del desplazamiento lateral del centro de gravedad. es de resaltar que perder cualquiera de estos mecanismos fundamentales de la marcha repercute en un gasto mayor de energía durante esta.

Para analizar la marcha se deben estudiar los diferentes ángulos que componen cada uno de los segmentos en los diferentes planos: sagital frontal y horizontal para las rodillas y tobillos estos movimientos se conocen como flexo/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa. En la pelvis se presentan la inclinación, oblicuidad y rotación interna y externa.

3.2.4. Modelos matemáticos de la marcha

A lo largo de la historia se han desarrollado diferentes modelos que tratan de describir el movimiento locomotor del ser humano y actualmente con el desarrollo de la tecnología y los avances en el análisis del movimiento humano se han logrado desarrollar modelos matemáticos y computacionales que simulan con gran similitud la marcha humana y aunque unas de las primeras aproximaciones a estos modelos fue enfocado en el estudio de las relaciones estructurales: masa corporal, longitudes y ángulos, actualmente podemos encontrar modelos que definen el movimiento del ser humano tomando en cuenta su centro de gravedad y los músculos involucrados.

3.2.4.1. Modelo de péndulo invertido: Siendo uno de los modelos más sencillos de la caminata el péndulo invertido que oscila describe el movimiento tomando el centro de masa del cuerpo como la masa del péndulo el centro de presiones del pie como el pivote en el que oscila el péndulo. El movimiento que describe el péndulo invertido se puede ver reflejado en la marcha de una manera muy sencilla tomando el inicio de la marcha, al apoyar el pie, y el momento antes de empezar la osificación de la pierna como los puntos de velocidad cero del péndulo invertido.

3.2.4.2. Modelo de péndulo doble invertido: Durante la marcha es importante resaltar que la flexión de la rodilla y el talón es una parte fundamental de esta, y en respuesta a ello nace este primer modelo, que destaca tres puntos vitales en la fase marcha: la fase inicial del apoyo de la pierna, en el que la masa corporal desacelera siendo controlado por la flexión del tobillo y la rodilla, la fase media de apoyo, en la cual la cadera y la rodilla se encuentran en extensión, y la fase final de apoyo en la cual se produce de nuevo una flexión en la rodilla para dar paso al balanceo. el modelo de doble péndulo invertido imita este comportamiento de una manera similar a la del péndulo simple invertido siendo la masa externa como el centro de masa del cuerpo, la

masa intermedia como la flexión de la rodilla y el pivote del péndulo como el centro de presiones del pie.

3.2.4.3. Modelo de doble eslabón: Para este modelo cada eslabón es una representación independiente del muslo y la pierna que están articulados en el tobillo, en los modelos anteriores habíamos considerado la masa de los objetos como puntual o como un elemento inercial, para este caso se considera cada eslabón como cuerpos rígidos con centro de gravedad y momento de inercia. El modelo permite apreciar el movimiento de flexión y extensión de la rodilla y la cadera, cuando este modelo se coloca en condición de péndulo es cuando se aprecia su verdadera función

3.2.4.4. Modelo de una pierna considerando extremos distal y proximal: Para el modelo anterior se consideró que para cada eslabón su centro de masa estaba ubicado en su centro geométrico, suposición algo alejada de la realidad, ya que en la realidad las extremidades inferiores, la distancia entre los centros de masa y las articulaciones son algo diferentes. para realizar este modelo de debe hacer uso del modelamiento por multipuertos y debe considerar con grupos de parámetros de entrada: datos antropométricos, que comprende los datos de los eslabones como centros de masa y longitud y los datos cinemáticos, que comprende las posiciones iniciales y velocidades de cada eslabón que conforma la pierna.

3.2.4.5. Modelo de cinco eslabones: Este modelo de estudio de la marcha consta de cinco grados de libertad, se considera un cuerpo constituido de 5 eslabones: dos pantorrillas, los muslos y un tronco. En cuanto a los parámetros físicos del modelo cada uno de los eslabones consta de masa, inercia y longitud, el movimiento de este modelo puede ser definido matemáticamente mediante dinámica directa e indirecta véase que si expresa la evolución temporal de los eslabones

en función de las fuerzas y pares que intervienen en ellas es un modelo dinámico directo, y si expresa las fuerzas y pares que intervienen en función de la evolución temporal de los eslabones es un modelo dinámico inverso. Es importante destacar que para este modelo se deben establecer diferentes suposiciones que limiten el movimiento de los eslabones y las condiciones en las que se plantea usar.

Los modelos matemáticos sencillos mostrados son básicamente aproximaciones idealizadas del estudio de la marcha humana pero que proporciona un mayor entendimiento de la mecánica intrínseca en un movimiento tan complejo como es la locomoción humana, es de destacar estos modelos no contemplan los efectos de los músculos y los nervios debido a que no se tiene total certeza de cómo funciona el sistema de retroalimentación del cerebro no del algoritmo base que usa para controlar la marcha.

3.2.5. Anatomía de la rodilla

La rodilla es una de las articulaciones más grandes del cuerpo humano y es responsable de la gran parte de actividades motrices que realizamos en el día a día, lo que la hace una de las partes más complejas de cuerpo humano, se dice que es una articulación sinovial ya que se encuentra envuelta en una capsula con liquido sinovial que funciona como lubricante de la misma, a la rodilla la componen cartílagos, ligamentos, membranas capsulas y tendones que no solo tiene la función de permitir su movimiento, si no también cuidarla de impactos para que no se produzcan luxaciones.

La articulación de la rodilla es la más compleja de todo el cuerpo humano y se forma mediante la unión del extremo distal del fémur, donde se encuentran los codillos femorales, con el extremo proximal de la tibia, el cual es casi plano y se denomina meseta tibial, el cual puede ser externo o interna. La rotula se desliza por en medio de los codillos en lo que se conoce como

escotadura intercondilea. Donde están en contacto todos estos huesos es protegidos por un cartílago, sin el cual la rodilla podría sufrir daños estructurales. (Leonardo Grirard, 2008)

3.2.6. Huesos

La articulación de la rodilla en realidad está compuesta por tres pequeñas articulaciones: dos articulaciones femoro-tibiales, entre fémur y tibia, y una articulación femoro-patelar, entre fémur y rótula, estos relacionados entre sí por los tres huesos que componen la rodilla mencionados anteriormente, el fémur, la tibia y la rótula.

3.2.6.1. El fémur: El que es el hueso más largo del cuerpo humano presenta una forma oblicua hacia la parte de adentro debido a la distancia entre las caderas que se denota más en la rodilla. El fémur cuenta con cuatro partes anatómicas: la cabeza, el cuello, el trocante mayor y el trocante menor.

3.2.6.2. La rótula: Es un hueso con forma plana de apariencia redonda u ovalada que se alarga hacia abajo por su polo, está compuesta por dos caras: la cara anterior, que sirve como polea para los tendones del cuádriceps y la cara posterior, que está orientada hacia el interior de la articulación y tiene dos aspectos, el interior y el exterior que conectan os codillos femorales.

3.2.6.3. La tibia : La tibia conforma junto con el peroné la pierna, siendo esta la más robusta de los dos por lo tanto la que soporta mayor peso corporal y se encarga de transmitir la fuerza al pie.

3.2.7. Meniscos

Perteneciente a la estructura de la rodilla, los meniscos, semilunares, externo e interno, son una estructura cartilaginosa que se encuentra en el interior de la rodilla y que son indispensables para el movimiento de del fémur y la tibia dentro de la articulación.

3.2.8. Meniscos y tendones

Los músculos y tendones son los que proveen a la rodilla del movimiento de extensión y flexión, y por eso se encuentran divididos en dos grandes clases.

3.2.8.1. Extensores: Siendo el musculo extensor más representativo el cuádriceps femoral que se une con el tendón del cuádriceps que a su vez es el tendón de mayor tamaño en el cuerpo humano, este tendón sujeta la rótula por su parte superior pasando sobre ella y volviéndose en tendón rotuliano cuya función es extender la rodilla siempre manteniendo en equilibrio la rótula para que pueda deslizarse correctamente.

3.2.8.2. Flexores: Siendo los músculos que se encuentran en la parte posterior del muslo se encuentran: el musculo semitendinoso y semimembranoso, encargado de la rotación interna de la rodilla, El bíceps femoral, que se encarga de la rotación externa luego de la flexión, la pata de ganso, siendo la unión de los tres músculos, el musculo gastrocnemio, o mejor conocido como gemelo que conecta la cara posterior de fémur con el talón de Aquiles, y el poplíteo, que flexiona la rodilla además de crear una rotación externa.

3.2.9. Ligamentos

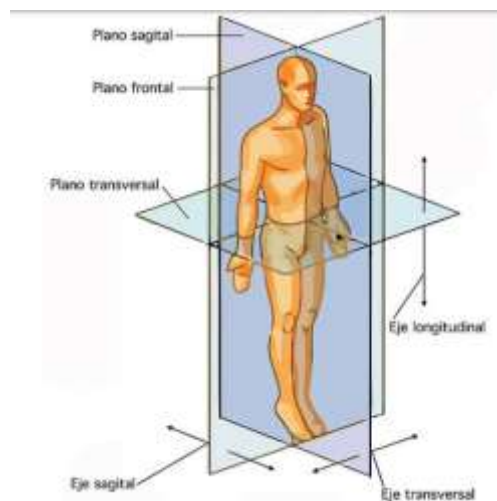
Siendo tejido duro que se encarga de conectar los extremos del hueso, existen dos ligamentos laterales que se encuentran en la rodilla que son el ligamento lateral externo (LLE) y el ligamento lateral interno (LLI), y en el interior de la rodilla se encuentran dos ligamentos el ligamento cruzado posterior (LCP) y el ligamento cruzado anterior (LCA). Los ligamentos laterales evitan que la rodilla se mueva de más hacia los lados y los ligamentos cruzados controlan el movimiento atrás-adelante de la rodilla. Además de estos ligamentos existen los ligamentos aórganos rotulianos que como mencionábamos antes fijan la rótula a los codillos femorales.

3.2.10. *Mecánica del miembro inferior*

Como cualquier cuerpo ubicado en el espacio, puede describir su posición a partir de tres planos: frontal, situado paralelamente a la frente y separa el cuerpo en una mitad anterior y otra posterior, sagital, que separa el cuerpo en una mitad derecha y una izquierda, como en un corte longitudinal, y transversal, que separa el cuerpo en una mitad superior y una inferior. Es importante conocer estos planos para comprender las descripciones de los movimientos de las extremidades de los que más tarde se hablara (Valenzuela, 2018)

Figura 3

Planos del cuerpo humano



Nota. Tomado de Acebedo, R. (s. f.). Planos Anatómicos y Ejes del Cuerpo Humano [Figura]. Lifeder.

<https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>

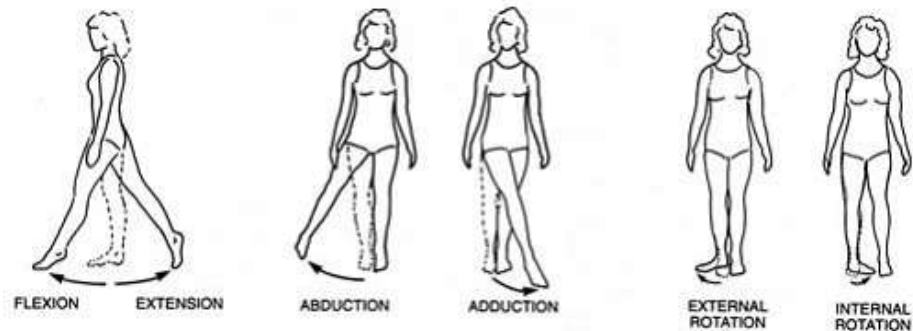
Según Valenzuela (2018) la mecánica del miembro inferior se puede definir a partir de dos grandes movimientos:

3.2.10.1. Mecánica de la cadera: La articulación de la rodilla representa la articulación más grande del cuerpo humano, su compleja forma la dota de una estabilidad intrínseca. Esta cumplió un papel fundamental en el proceso normal de locomoción humana. La cadera está compuesta por la

cabeza del fémur y el acetábulo de la pelvis cuya articulación posee una capsula laxa que rodea los músculos fuertes y grandes y permite un amplio rango de movimientos requeridos en las actividades diarias. El movimiento de la cadera tiene lugar en los tres planos.

Figura 4

Planos de movimiento de la cadera



Nota. Tomado de Planos de movimiento de la cadera. (s. f.). BLOG ANATOMIA.

<https://anatomiaui1.wordpress.com/2014/12/07/articulacion-coxofemoral/>

3.2.10.2. Mecánica de la rodilla: La rodilla tiene dos funciones principales, desde el punto de vista mecánico, conservar la estabilidad, y dotar de movilidad durante la marcha y aunque el movimiento de la rodilla ocurre en tres planos, el movimiento tan sólo en el plano sagital prácticamente representa todo el movimiento de la articulación. En este plano, el movimiento desde la extensión completa hasta la flexión completa es de 0 a 140° aproximadamente.

En el plano transversal (rotación interna y externa), el movimiento está influido por la posición de la articulación en el plano sagital. Cuando la rodilla está en extensión completa, la rotación está restringida casi completamente. El rango de rotación se incrementa conforme la rodilla es flexionada, alcanzando el máximo a los 90° de flexión; estando en esta posición, la rotación externa varía de 0° a aproximadamente 45° y la rotación interna varía de 0° a

aproximadamente 30°. Si la flexión es mayor a los 90°, el rango de rotación interna y externa disminuye, porque los tejidos blandos limitan ese movimiento.

En el plano frontal (abducción y aducción), se afecta de forma semejante por la cantidad de flexión articular. La extensión completa de la rodilla impide casi todo el movimiento en el plano frontal. La abducción y aducción pasiva aumentan con la flexión de la rodilla hasta los 30°, pero cada uno alcanza un máximo de sólo unos pocos grados. Cuando la rodilla se flexiona más de 30°, el movimiento en el plano frontal disminuye por la limitante que ejercen los tejidos blandos

3.2.11. *Prótesis transfemoral*

Una prótesis es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte faltante del cuerpo, siempre buscando que esta cumpla la misma función del miembro original, las prótesis para miembros inferiores son dispositivos que sustituyen a una pierna amputada. Para el caso específico de la prótesis transfemoral, estas son diseñadas para satisfacer las necesidades de un paciente con una amputación al nivel de fémur, implicando la pérdida de rodilla, tobillo y pie pero conservando la articulación de la rodilla.

La empresa Protesica S.A.S (S.A.S, s.f.) Menciona que las prótesis transfemorales están compuestas por diferentes componentes, siendo los más destacables el socket, la rodilla y el pie protésico, para saber que clase y combinación de cada una de ellas es la más conveniente para un paciente se deben evaluar tanto las condiciones de uso como las necesidades de este

3.2.12. *Articulación de la rodilla*

Las rodillas protésicas cumplen un papel fundamental en el desarrollo funcional óptimo de una prótesis transfemoral y que influyen directamente en el equilibrio y el desplazamiento del paciente. Las rodillas protésicas pueden ser clasificadas en dos grandes grupos dependiendo de su modo de funcionamiento:

Rodilla protésica activa: también conocidas como rodillas mecatronicas son aquellas que no solo se limitan a proporcionar el movimiento de la articulación sino que también pueden guiarlo y ayudarlo mediante la aplicación de sistemas de control y sistemas eléctricos que actúan como apoyo para el paciente librándolo de carga y proporcionándole más estabilidad y confianza al momento de la marcha

Rodillas protésicas mecánicas: diseñadas con el propósito de acercarse lo más posible a la articulación de la rodilla, estas rodillas se centran únicamente en un sistema mecánico que proporcione a la prótesis del movimiento de flexión, existen diferentes tipos dependiendo de su diseño y costo, desde las más básicas como lo son las monocentricas o de bisagra, que únicamente cuentan con un eje de rotación y por lo tanto su costo es muy bajo hasta las policentricas que se acomodan mucho mejor a la biomecánica humana y está compuesta por un mecanismo de cuatro barras donde no hay un eje simple.

3.2.13. Pie protésico

Es la parte de la prótesis encargada de sustituir el pie de la persona y en algunos casos también el tobillo, esto dependiendo de la actividad del usuario, esta parte de la prótesis tendrá una gran influencia en la estabilidad del paso y la ergonomía de este. Los pies protésicos se pueden clasificar en dos grupos: el pie SACH o de talón firme, no son muy flexibles, fabricados de madera o plástico que amortigua el talón al caminar y el pie de respuesta dinámica, confiere un patrón de marcha más natural, fabricados normalmente de fibra de carbono por lo que absorbe mucho mejor la energía de impacto infringida sobre el talón.

3.2.14. *Sockets ortopédicos o encaje*

El encaje es la parte que conecta la prótesis con la fracción del miembro amputado o ausente, por lo cual una buena elección del socket determinara si al paciente le resultara cómoda, están deben fabricarse con un material durable y cómodo para el paciente, esta área de la prótesis estará en contacto directo con el paciente por lo cual es de suma importancia que proporcione un agarre confiable y ergonómico para la persona.

3.2.15. *Sistema de control*

Siendo uno de los recursos más actualizados en el sector industrial el sistema de control tiene la función de gestionar o regular la forma en la que se comporta un sistema con el fin de prevenir fallas o verificar si correcto funcionamiento. Un sistema de control está compuesto por diferentes componentes hidráulicos, neumáticos, mecánicos, electrónicos, entre otros. Sin embargo el tipo de dispositivos que posee estarán determinados por el objetivo que desea alcanzar o la acción que se desee controlar (Gandhi, s.f.).

Un sistema de control no se establece únicamente por los dispositivos que lo componen si no que debe seguir tres elementos base:

- Una variable a la que se busca controlar
- Un actuador
- Un punto de referencia o set-point

3.2.16. *Clasificación de los sistemas de control*

Según Mayur (Gandhi, s.f.) , un sistema de control puede ser clasificado en dos grandes grupos que difieren entre sí en la manera en la que estos lidian con la variable que quieren controlar

3.2.16.1. Sistema de control de lazo abierto: Para este sistema de control no existe información o retroalimentación proveniente de la salida del sistema o variable a controlar, es decir que la salida no depende en absoluto de la entrada, por lo cual es comúnmente usado en procesos y dispositivos en donde la variable es predecible y admite un margen de error amplio.

3.2.16.2. Sistema de control de lazo cerrado: al contrario del caso anterior para este sistema de control si se tiene información sobre la variable de la salida lo que genera una retroalimentación sobre el estado que va tomando. Esta información se obtiene mediante sensores que son colocados de forma estratégica en el punto de la salida de la variable y generan que el proceso sea completamente autónomo

4. Diseño Metodológico

En esta sección se explicara en detalle de una manera general como se plantea la solución a los objetivos específicos y la realización del proyecto en general, se mencionaran las estrategias, técnicas e instrumentos que se planean utilizar para llevar a cabo el diseño de cada uno de los sistemas que componen la prótesis transfemoral activa.

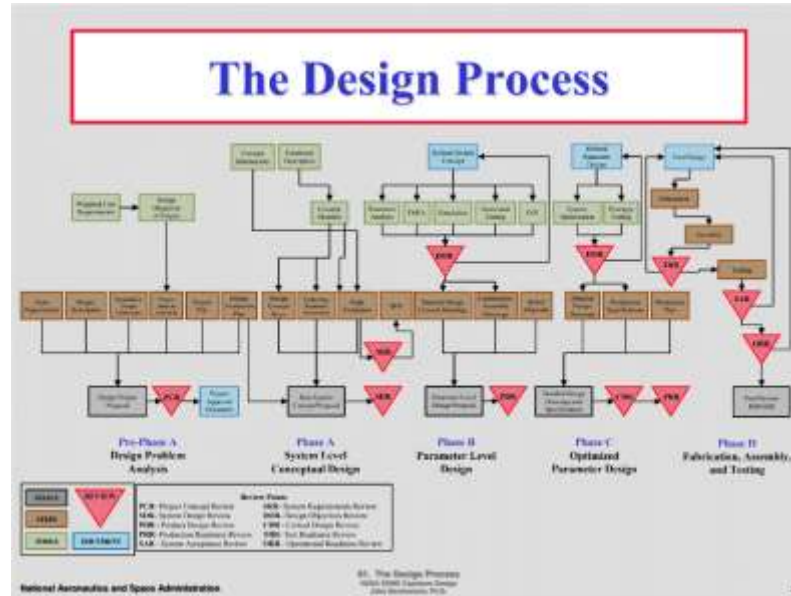
El proceso de diseño de la prótesis será estructurado mediante dos subsistemas que la componen, el sistema mecánico, que estaría compuesto por la parte estructural y móvil de la prótesis, y por el sistema de control, que vendría dado por el software de control y las diferentes herramientas y circuitos electrónicos necesarios para ajustar el movimiento de la prótesis.

El diseño metodológico se realizara de acuerdo al plan para diseño sistemático de proyectos de John K, Gershenson, Ph.D. Profesor de ingeniería mecánica en la universidad tecnológica de Michigan, su plan consta de 5 diferentes fases de diseño, pre-fase A, donde se analizara la propuesta de diseño, la fase A, en la que se realizara el diseño conceptual del sistema, la fase B, donde establecerán los parámetros de la propuesta de diseño, la fase C donde, donde se optimizaran

los previos parámetros y se realizara un diseño en detalle, y por último la fase D que vendría comprendida por la fabricación y prueba del prototipo, esta última fase se realizara en forma de simulación debido a que el presente proyecto no contempla la construcción del prototipo.

Figura 5

Proceso de Diseño



Nota. Tomado de NASA ESMD Capstone design. Bye John K. Gershenson, Ph.D.

Debido a que esta tesis plantea el diseño de una prótesis asistida mediante control, el previo plan de diseño se realizara tanto para el sistema mecánico de la prótesis como para el sistema de control y electrónico, dando como resultado dos procesos de diseño que en conjunto forman la el diseño completo de una prótesis transfemoral. Es importante resaltar que debido a que este proyecto no cuenta con un estudio de manufactura y fabricación se prescindirá de la fase D del plan de diseño sistemático.

4.1. Diseño del sistema mecánico estructural

Se realizó el diseño de una estructura mecánica capaz de soportar los esfuerzos e imitar el movimiento de una pierna durante la marcha, para llevar a cabo ese diseño se llevó a cabo el siguiente metodología de desarrollo.

4.1.1. Pre-fase A: Análisis del problema de diseño

Para esta fase se analizó que es lo que se desea lograr con el diseño analizando los requerimientos que presenta físicamente así como los requerimientos que nacen de las necesidades del paciente.

4.1.1.1. Identificación de las necesidades y requerimientos: La Identificación de las necesidades y requerimientos de la prótesis se llevó a cabo mediante la revisión de diversas fuentes bibliográficas y artículos científicos en el ámbito nacional como internacional que destacan los factores más influyentes para el paciente al momento de usar y seleccionar una prótesis.

Para la caracterización de cada uno de los requerimientos se llevó a cabo una evaluación de cada uno de los factores que para un paciente con amputación transfemoral resultan relevantes a la hora de seleccionar una prótesis evaluándolos en una escala de 1 a 5 según corresponda

Tabla 1

Requerimientos del Paciente

REQUERIMIENTOS DEL PACIENTE	RELEVANCIA (1 – 5)
Economía	4
Funcional	5
Estabilidad	4
Seguridad	3
Peso	3
Ergonomía	3
Durabilidad	2

Resistencia	3
Mantenimiento	1
Estética	2

De acuerdo a los resultados obtenidos de la Tabla 1, se pueden destacar cuáles son los requerimientos y necesidades más importantes para el paciente, resaltando los factores de economía, funcionalidad y estabilidad como los más relevantes, estos se tomarán como punto de partida para el diseño de alternativas para la estructura y el mecanismo.

4.1.1.2. Constantes de diseño: Para identificar las constantes de diseño se establecieron diferentes aspectos en los cuales la prótesis debe operar se tomaron en cuenta las necesidades y requerimientos previamente descritos y además se tomaron en cuenta necesidades mecánicas relevantes que considerar al momento de entregar un diseño final.

Tabla 2

Constantes de Diseño

CONSTANTE	MÉTODO DE MEDICIÓN	VALOR IDEAL	RANGO ACEPTABLE
Peso	Peso completo de la estructura mecánico- estructural de la	4	Menor de 5
Movilidad	Plano sagital de la prótesis [Grados]	100	80 - 120
Costo	Costo de fabricación [COP]	5000000	Menos de 6500000
Carga	Peso corporal del paciente [Kilogramos]	80	Mayor de 70
Vida útil	Tiempo de vida útil de la prótesis [años]	3	Mayor a 2,5
altura	Altura total de la prótesis [metros]	0.7	0.65 – 0.80

Con las anteriores constantes de diseño definidas, se puede tener una perspectiva más clara de las principales características que se buscan en este proyecto, mediante el manejo de estos valores se podrá encaminar el desarrollo del proceso de diseño hacia un prototipo que cumpla con estos requerimientos.

4.1.2. Fase A: Diseño conceptual del sistema

Para esta fase se fijó un diseño conceptual de los componentes estructurales y mecánicos, aquí se estableció el sistema más óptimo y por lo tanto definitivo que compondrá la prótesis, para llevar a cabo esto se realizó un análisis funcional con el fin de evaluar que tarea deben realizar cada uno de los componentes, y con esto como referencia se revisaron diferentes opciones de diseño que puedan cumplir la tarea.

4.1.2.1. Descripción funcional del movimiento de la prótesis. Para proseguir con el diseño de la prótesis se deben definir cada una de las tareas que se debe realizar tomando como base el funcionamiento de una rodilla como modelo ideal al cual se desea aspirar.

La articulación de la rodilla o femoro-tibial se ve definida en mayor parte por su movimiento en el eje sagital sin embargo durante el proceso de marcha también presenta movimientos de rotación y translación en los otros dos ejes, frontal y transversal, y es importante resaltar que la estabilidad y movilidad de cada uno de sus movimientos se ve directamente reflejada durante el proceso de la marcha.

Normalmente la flexión en el plano sagital suele variar entre los 125° a 165°, presentando una amplitud media funcional de 3° a 4° de hiperextensión a los 140° de extensión, es importante resaltar que este nivel de libertad varia durante el proceso de la marcha y está relacionado directamente con el nivel de actividad física que se esté realizando (Peroni, 2002)

Durante el proceso de marcha y flexión de la rodilla en el eje sagital se presentaran diferentes translaciones involucradas al movimiento y la forma característica de los huesos y músculos involucrados, a los 30 ° se presenta una translación anterior máxima que puede variar entre los 2 y 10 mm que se vuelve más evidente al llegar a los 90° de flexión que puede variar entre los 0 a 6 mm (Peroni, 2002)

En el momento de la flexión el movimiento generado entre la tibia y el fémur genera que los codillos femorales giren y deslicen mientras se articulan con los platillos tibiales, mientras la rodilla se fleta los ligamentos cruzados anteriores y posteriores son los encargados de permitir esta flexión y desplazamiento simultaneo.

En la extensión final de la rodilla durante la marcha se da lugar una rotación interna y externa de la tibia sobre el fémur que es obligatoria que ocurre en función de la diferencia del radio de curvatura del cóndilo femoral lateral, es importante resaltar que independientemente durante una marcha normal la tibia permanece en rotación interna durante todo el proceso de oscilación y en rotación externa durante la fase de apoyo.

Durante una marcha a velocidades moderadas ocurren ciertos movimientos sincrónicos de casi todas las partes importantes del cuerpo, los segmentos del miembro inferior, como ya se mencionó presentan movimientos en los tres planos de espacio, mientras que los hombros giran y los brazos se balancean, estas variaciones en los movimientos generales del cuerpo generan un cambio en el centro de gravedad de la persona vertical y horizontalmente, oscilando entre unas amplitudes del 4 a 5 cm tanto para el desplazamiento vertical, siendo su máximo en el apoyo medio y el más bajo en el momento del doble apoyo, como para el desplazamiento horizontal que se genera en relación al pie sobre el que se encuentre apoyado durante la marcha (Peroni, 2002).

4.1.2.2. Diseño de alternativas: Para el diseño de alternativas se inició con la selección del sistema mecánico a partir del cual se realizara la flexión de la rodilla, se plantearon dos alternativas de mecanismo, y se tomaron en cuenta tanto el beneficio a la naturalidad del movimiento de la marcha como a la facilidad de implementar un sistema de control y monitorear la flexión durante la marcha.

Tabla 3

Comparación entre Mecanismos de Flexión

	Mecanismo de eje simple	Mecanismo policéntrico
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Facilidad de realizar lecturas sobre el Angulo de inclinación durante la marcha • Mecanismo sencillo y de bajo peso • Un costo muy reducido en comparación a otros mecanismos similares • Debido a la sencillez del movimiento posibilita la aplicación de un actuador como medio de 	<ul style="list-style-type: none"> • Proporciona muy buena estabilidad al paciente durante la marcha • Produce un movimiento de flexión mucho más natural y seguro para el paciente <ul style="list-style-type: none"> • Toma en cuenta las reducciones de longitud que se presentan durante el proceso de flexión en la marcha
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • No presenta un control de posición , por lo que los pacientes deben recurrir al esfuerzo físico para mantener el equilibrio <ul style="list-style-type: none"> • No toma en cuenta movimientos naturales de la pierna lo que entorpece la marcha • Suelen recurrir a un bloqueo manual como medio de control manual 	<ul style="list-style-type: none"> • Tiene un peso considerable al contar con un juego de barras para realizar el movimiento • Al contar con un movimiento no tan sencillo dificulta el seguimiento del proceso de flexión durante la marcha • Debido a que su movimiento no está definido solo en un eje dificulta la aplicación de un sistema de control que modele

Del anterior análisis se decidió tomar como propuesta más factible el mecanismo de eje simple debido a que sus mayores defectos como el control sobre la flexión durante la marcha pueden ser solucionados mediante la aplicación de un sistema de control adecuado, además de que su funcionamiento tan sencillo facilita la aplicación de este.

Se descartó el sistema policéntrico debido que aunque este se asemeja más al mecanismo natural de flexión de una rodilla realizar un sistema de control que administre y monitoree su movimiento resulta más complejo y se puede ver reflejado en un aumento significativo de los costes de producción.

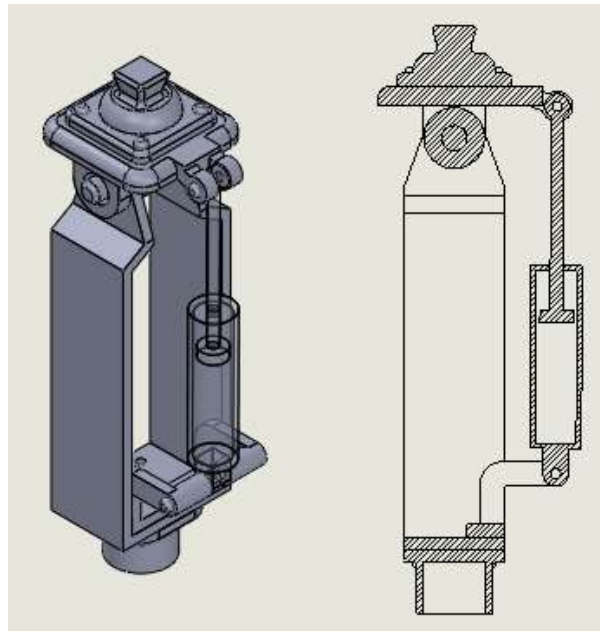
- **Primera ronda del desarrollo de alternativas:**

Con el mecanismo de flexión seleccionado se realizaron el diseño preliminar de tres alternativas factibles para la estructura de la prótesis transfemoral teniendo en cuenta que esta deberá contener un sistema de control incorporado y un mecanismo de flexión de eje sencillo, estas alternativas de diseño se irán mejorando hasta desembocar en un diseño que cumpla con los requerimientos.

Alternativa A:

Figura 6

Alternativa de diseño A

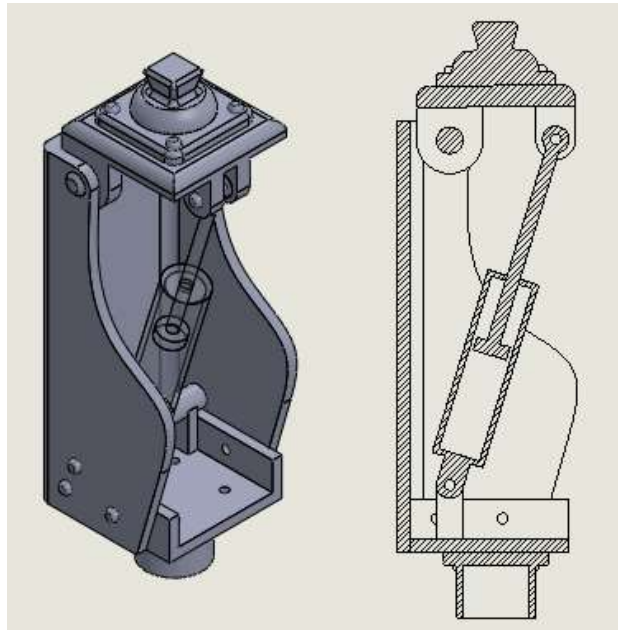


Descripción: como primera alternativa para el diseño estructural-mecánico de la prótesis la alternativa A optó por una estructura hueca enfocada en la estabilidad y resistencia y un mecanismo de flexión monocentrico con un rango de flexión limitado por la forma de la rodilla a los 70°, el actuador lineal que regula la flexión se encuentra en paralelo con el eje tibial por lo que genera una ventaja mecánica durante los primeros ángulos de flexión pero limita en gran medida la versatilidad de esta.

Alternativa B:

Figura 7

Alternativa de diseño B



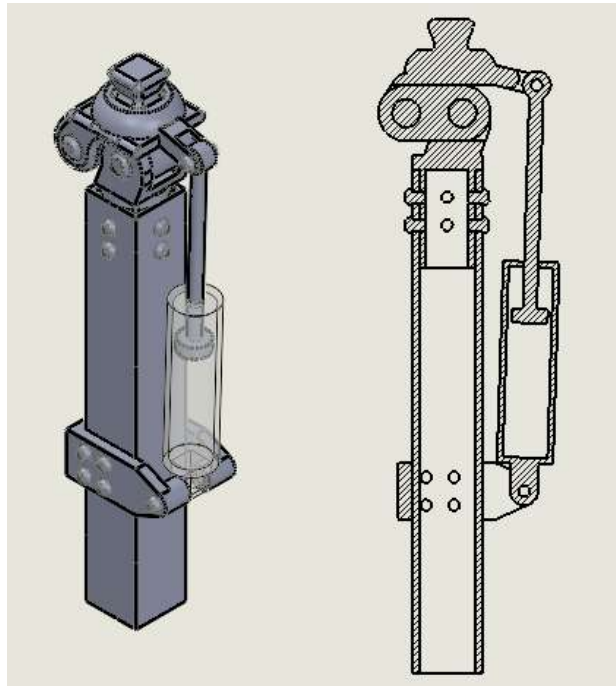
Descripción: en esta alternativa de diseño B se optó por una estructura vacía que rodea la rodilla por la parte frontal y la sostiene sosteniendo de forma externa para no ser un factor que limite durante la flexión, dispone de un mecanismo monocéntrico pero con apoyo descentrado con respecto al eje de la pierna y que junto con la libertad de la estructura genera una mayor libertad de flexión llegando a los 90°. El mecanismo de control se planteó de igual manera como un actuado

lineal en diagonal con el eje de acción y el eje de flexión, esta disposición de actuador es la que genera un mayor grado de libertad en la flexión pero debido a la ubicación del eje de flexión se vuelve completamente dependiente de este para la estabilidad de la prótesis.

Alternativa C:

Figura 8

Alternativa de diseño C



Descripción: para la alternativa C se optó por una estructura en forma de pilar a la cual se le acoplan los componentes de control de la prótesis, el mecanismo de flexión se plantea como monocéntrico pero apoyado en dos ejes para mejorar los grados de libertad llegando a los 80° grados, el actuador se situará en paralelo con el eje tibial y actuará de forma directa sobre la rodilla, para esta alternativa aunque la rodilla monocéntrica facilita la flexión y le brinda mayor libertad esta encuentra problemas para ser controlada por un actuador lineal debido a que no pudiendo transmitir efectivamente la acción de este.

4.1.2.2.1. Matriz PUGH para la primera ronda: Para evaluar la viabilidad y aporte que generan para el diseño de la prótesis de una manera cuantitativa, se planteó la siguiente matriz que con respecto a diferentes criterios que resultan relevantes para la selección del diseño, calificando con “+1” los aspectos positivos de los diseños, con “-1” los aspectos negativos o inapropiados y con “0” los aspectos que no tienen relevancia sobre la prótesis.

Tabla 4

Primera Matriz PUGH para Análisis de Alternativas

Criterios	Alternativas		
	alternativa	Alternativa B	Alternativa C
Movilidad	-1	1	1
Costo	1	1	1
Durabilidad	1	0	0
peso	0	0	0
Estabilidad	1	-1	1
Adaptabilidad	0	-1	0
Funcionalidad	-1	1	0
Estética	1	1	-1
Mantenimiento	1	-1	1
Total positivos	5	3	4
Total negativos	2	3	1

De la anterior matriz se pudo concluir que la mejor alternativa de diseño de esta primera ronda es la alternativa A debido a que obtuvo el mayor número de puntos positivos de entre las alternativas debido a su estructura estable y la posibilidad que brinda una estructura abierta al cual el mecanismo de control se puede adaptar sin interferir con el movimiento de flexión y de igual manera no presenta una dificultad al momento de realizar mantenimiento.

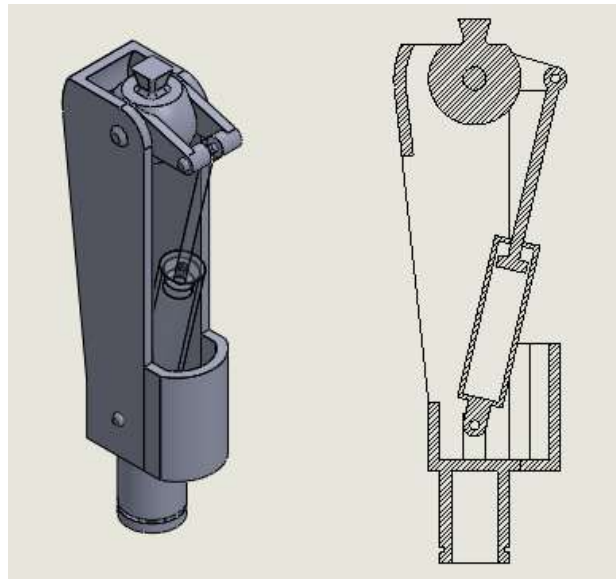
- **Segunda ronda del diseño de alternativas:**

Para la segunda ronda del diseño de alternativas se procedió a realizar dos diseños alternativos enfocados en solucionar los problemas que se evidenciaron en los diseños de la primera ronda.

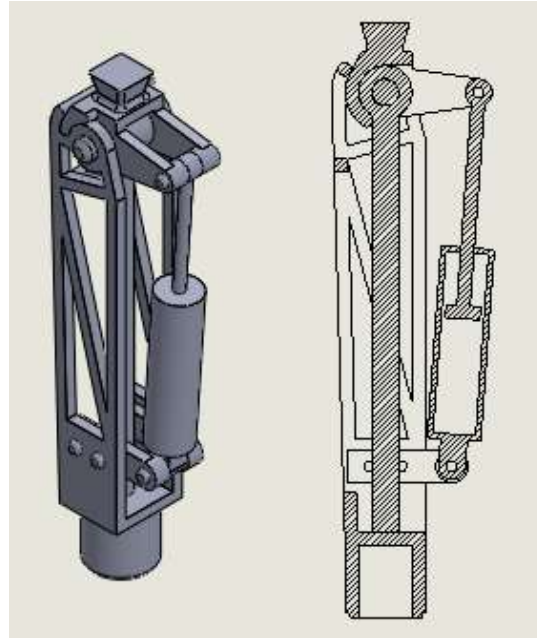
Alternativa D:

Figura 9

Alternativa de diseño D



Descripción: en la alternativa D tomamos una estructura hueca con una rodilla monocéntrica centrada con el eje tibial y sin restricción de movimiento que será controlado por un actuador lineal colocado sobre el eje tibial y actuando de manera diagonal con este y proporcionándole una libertad de 120° , adicionalmente la estructura externa cubrirá el actuador y los componentes electrónicos por los laterales y mediante una cubierta posterior se protegerá el mecanismo del actuador lineal. En esta alternativa debido a que no presenta limitantes físicas en el movimiento de la rodilla depende por completo de la acción y resistencia del actuador para la estabilidad de la prótesis durante la marcha.

Alternativa E:**Figura 10***Alternativa de diseño E*

Descripción: para la alternativa E se retoma la idea de la alternativa C de una estructura basada en un pilar central, sin embargo se toma una estructura exterior para brindar más estabilidad y versatilidad aunque aumenta su precio de fabricación, la rodilla monocéntrica se apoya tanto en el pilar como en la estructura exterior, y ve su movimiento limitado por la estructura para evitar la flexión hacia el exterior, el actuador acoplado a la estructura externa actúa en forma paralela al pilar lo que ofrece un mayor toque en los primeros grados de flexión pero limita su libertad interna a 70 grados. Aunque esta estructura y mecanismo ofrece una gran estabilidad y un control amplio sobre la flexión aumenta en gran medida su peso y disminuye la libertad de flexión debido al eje tibial.

4.1.2.2.2. Matriz PUGH para la segunda ronda: Para la segunda ronda de la matriz PUGH se evaluarán las dos nuevas alternativas y la ganadora de la primera ronda según los mismos criterios para resultar con la mejor alternativa entre estas y obtener un diseño aún más acorde con los requerimientos de diseño, el método de evaluación será el mismo que para la primera ronda.

Tabla 5

Segunda Matriz PUGH para Análisis de Alternativas

Criterios	Alternativas		
	alternativa A	Alternativa D	Alternativa E
Movilidad	-1	1	-1
Costo	1	1	-1
Durabilidad	1	-1	1
peso	0	1	-1
Estabilidad	1	-1	1
Adaptabilidad	0	1	1
Funcionalidad	-1	0	1
Estética	1	1	0
Mantenimiento	1	1	0
Total positivos	5	6	4
Total negativos	2	2	3

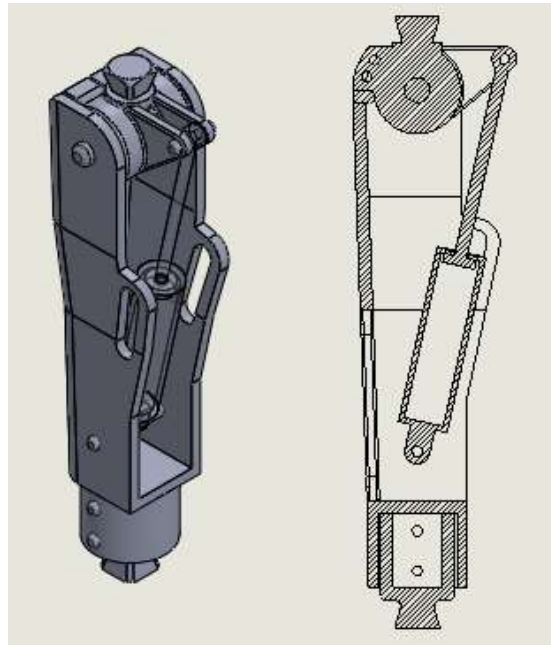
De la segunda matriz pugh se puede concluir la alternativa D como la mejor alternativa con un mayor número de puntos positivos en comparación con sus rivales, esto debido a su gran libertad de flexión y su versatilidad al realizar el control de la flexión, sin embargo es importante resaltar que los puntos negativos resultan ser la estabilidad y la durabilidad, factores que ya se definieron como determinantes en las características básicas de la prótesis.

- Tercera ronda del diseño de alternativas:

Alternativa F:

Figura 11

Alternativa de diseño F



Descripción: Para la alternativa F tenemos una estructura externa hueca que cubre tanto los lados como la parte delantera de la prótesis, su flexión se da por un mecanismo monocéntrico alineado con el eje tibial y tiene limitado su giro hacia la parte delantera pero proporciona una libertad de 105° . El actuador lineal, apoyado en la estructura externa, actúa sobre la rodilla en forma diagonal desde el eje tibial y se encuentra protegido por la estructura, esta alternativa proporciona una gran estabilidad y una libertad de flexión muy amplia con un control de Angulo muy amplio debido al Angulo de acción del actuador.

4.1.2.2.3. Matriz PUGH para la última ronda: Para la última ronda se realizará una comparación entre la alternativa ganadora de la segunda matriz PUGH con la alternativa de diseño F, se evaluarán los criterios de diseño y se determinará que alternativa se tomara como punto de partida para el diseño estructural y mecánico de la prótesis transfemoral.

Tabla 6

Tercera Matriz PUGH para Análisis de Alternativas

Criterios	Alternativas	
	Alternativa D	Alternativa F
Movilidad	1	1
Costo	1	1
Durabilidad	-1	1
peso	1	1
Estabilidad	-1	1
Adaptabilidad	1	1
Funcionalidad	0	1
Estética	1	1
Mantenimiento	1	-1
Total positivos	6	8
Total negativos	2	1

En la última ronda tenemos como diseño base ganador la alternativa F, la cual cumple casi en su totalidad con todos los requisitos de diseño planteados, como único contra tiene un proceso de mantenimiento no tan sencillo como las demás alternativas, sin embargo una gran estabilidad con una amplia flexión la posición como superior ante las demás alternativas planteadas.

4.1.2.3. Niveles de madurez de la tecnología (TRL): Como se mencionó en el plan este proyecto busca la economía en todo proceso diseño por lo que se buscara siempre realizar los diseños y componentes de la prótesis con una manufactura sencilla o estandarizada, por lo cual no se consideraran modelos de madurez para el desarrollo del proceso de diseño.

4.1.2.4. Despliegue de la función de calidad (QFD): Teniendo definido un diseño para la estructura y mecanismo de la prótesis se procederá a usar una matriz QFD o “casa de calidad” enfocada en este apartado para evaluar las opciones con un mejor desempeño y referenciarlas con modelos similares presentes en el mercado actual como alternativas para la misma problemática.

Esta matriz permitirá dar una visión más objetiva a los requerimientos de diseño presentados por los pacientes y las alternativas de solución técnicas para cada uno de ellos, y mediante esto determinar cuáles de las necesidades presentadas por el paciente son resueltas de forma satisfactoria por la alternativa de diseño presentada.

Tabla 7

Matriz QFD

Prioridades del paciente	Relevancia	Parámetros de diseño										Ponderación absoluta	Ponderación relativa	orde de importancia						
		Movilidad	Control sobre la prótesis	Mantenimiento	Vida útil	Funcionamiento	Materiales	peso estructural	Economía	Solidez	Nuestro diseño (1 a 5)				Rodilla Ottobock Genium X3 (1 a 5)	Ossur Rheo Knee 3 (1 a 5)	Objetivo (1 a 5)	Ratio de mejora	Argumento de venta	
Prioridades del paciente	Economico	4	3	3	1	3	3	9	9	9	36	36	4	5	1	1.5	6.0	12.60	3	
	funcional	5	9	9	1	1	9	1	1	3	1	3	3	4	1	1.5	7.5	15.75	2	
			45	45	5	5	45	5	15	15	4	5	4	4	1	1.5	6.0	12.60	1	
	Estabilidad	4	3	3	0	1	9	1	1	1	1	3	9	4	1	1.5	4.0	8.40	7	
			12	12	0	4	36	4	4	12	36	4	5	4	4	1	1.5	5.6	11.81	4
	Seguridad	3	9	3	1	1	9	3	1	1	9	3	3	27	4	1	1.5	4.5	9.45	5
			27	9	3	3	27	9	3	3	27	3	3	3	4	1	1.5	4.0	8.40	7
	Peso	3	1	1	0	1	3	9	9	9	9	9	9	3	4	1	1.5	4.5	9.45	5
			3	3	0	3	9	27	27	9	9	27	27	9	4	1	1.5	4.0	8.40	7
	Ergonomia	3	3	3	1	1	9	0	1	1	9	0	1	1	4	1	1.5	4.5	9.45	5
9			9	3	3	27	0	3	3	27	0	3	3	27	4	1	1.5	4.0	8.40	7
Durabilidad	2	1	1	3	9	3	9	9	9	3	9	3	3	3	4	1	1.5	4.0	8.40	7
		2	2	6	18	6	18	18	6	6	18	18	6	6	4	1	1.5	4.0	8.40	7
Resistencia	3	1	3	9	9	1	3	1	3	3	1	3	3	3	4	1	1.5	4.0	8.40	7
		3	3	27	27	3	9	3	9	9	3	9	9	3	4	1	1.5	4.0	8.40	7
Mantenimiento	1	1	1	9	3	1	1	1	1	1	1	1	3	2	1	1.5	1.5	3.15	10	
		1	1	9	3	1	1	1	1	1	1	1	3	0	3	2	1.0	1.5	3.15	10
Estetica	2	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	2	1.5	4.5	9.45	6	
		6	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	6	2	3	2	1.5	4.5	9.45	6
Relacion paciente - diseño:		120	98	59	80	168	111	102	120	135	135	135	135	135	135	135	135	135	135	135
relacion paciente - ponderado absoluto:		381.3	328.8	184.8	265.9	535.1	386.6	362.4	410.7	429.1	429.1	429.1	429.1	429.1	429.1	429.1	429.1	429.1	429.1	429.1
Orden de importancia :		4	7	9	8	1	5	6	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Total:												47.63	100							

De la matriz QFD anterior podemos definir factores importantes a considerar en el diseño estructural y mecánico de la prótesis, no solo requisitos técnicos sino también como se encuentra nuestro diseño en comparación a prótesis que actualmente se encuentran en el mercado y que tan lejos nos encontramos del diseño deseado.

Se encontró que los principales requerimientos técnicos que se deben cumplir son la funcionalidad, la estabilidad, la economía y la movilidad siendo las más relevantes no solo considerando solamente las variables técnicas y del paciente si no también tomando en consideración los valores deseados para la prótesis en el ratio de mejora.

En la matriz también se puede observar que en comparación a las prótesis presentes en el mercado actualmente la mayor diferencia y ventaja con respecto a ellas se encuentra en el precio, las prótesis transfemoral activas suelen rondar en precios bastante elevados en comparación a los objetivos planteados para este diseño, lo que lo posiciona como una de las que puede presentarse con mejor alternativa entre sus competidoras.

Adicionalmente es resaltar que aunque los valores establecidos para el peso, la durabilidad y la seguridad no logran alcanzar del todo los estándares que establecimos sin embargo se plantean como valores aceptables debido a los rangos sobresalientes alcanzados en aspectos como la economía, la funcionalidad y la estabilidad.

De la matriz QFD anterior concluimos que el diseño estructural planteado para la prótesis transfemoral cumple satisfactoriamente con las características técnicas y los requisitos planteados por los pacientes, asimismo se encontró que nuestro diseño se encuentra en una posición aventajada con respecto a su competencia, destacando el aspecto de economía como uno de sus mayores fuertes.

4.1.3. Fase B: Parámetros del diseño

En esta fase se realizarán los cálculos estructurales y dinámicos que involucran a la parte estructural de la prótesis transfemoral para definir sus dimensiones y características físicas, y poder concluir con un diseño en detalle en el que se puedan identificar los modos de falla de la estructura y las dimensiones con las que trabajara el posterior sistema de control.

4.1.3.1. Análisis de resistencia estructural.

- **Selección de materiales:**

Para iniciar la fase de cálculos estructurales y secciones críticas del diseño mecánico-estructural es de suma importancia seleccionar los materiales con los cuales vamos a poder trabajar y que estos definirán los límites de carga y la durabilidad y flexibilidad de cada uno de los componentes de la prótesis, sin mencionar que tendrán un alto impacto en el costo y la manufactura de esta.

Para llevar a cabo la selección de los materiales con los cuales se trabajara se optó por elegir aquellos materiales que cumplen con los requisitos básicos para una prótesis y a partir de ellos seleccionar el más adecuado para cada componente.

El aluminio: una de las alternativas más livianas y de menor costo es uno de los materiales más utilizados para en la industria y en la fabricación de articulaciones en miembros protésicos sin embargo encuentra su mayor deficiencia en la dureza, teniendo un peso específico que ronda los 2700 Kg/m^3 , lo que facilita su mecanizado pero en muchas se ve en la necesidad de allearlo con otros aceros para llegar a puntos de dureza y resistencia altos.

El titanio: siendo un material resistente, liviano y biocompatible ha encontrado una amplia gama de aplicaciones en la biomecánica debido a su baja densidad y su buena resistencia a la corrosión, sin embargo su mayor desventaja reside en su precio con respecto a otras alternativas

como el acero o el aluminio, la selección del titanio como material de construcción para un componente debe ser muy preciso, debido a que una mala selección de este material puede resultar en un aumento significativo de los costos.

Acero inoxidable: siendo uno de los materiales más usado en la construcción y que poco a poco se ha ido incorporando en el ámbito de la biomecánica, su alta resistencia a la corrosión y su excelente dureza y resistencia la hacen una muy buena opción al momento de diseñar una estructura o mecanismo y que junto a su maleabilidad y acabado superficial lo ha posicionado entre las mejores opciones, sin embargo su alto precio y su elevado costo lo posicionan por detrás de alternativas como el aluminio.

Acero 1020: de bajo porcentaje de carbono, el acero 1020 es de fácil mecanizado y buena soldabilidad, es usado comúnmente para la construcción de piezas estructurales y de maquinaria, encuentra su mayor defecto en su baja eficiencia al momento de soportar grandes esfuerzos, mediante cementación o estirado en frío puede mejorar sus valores de resistencia mecánica y maquinabilidad.

- **Análisis resistencia y fatiga:**

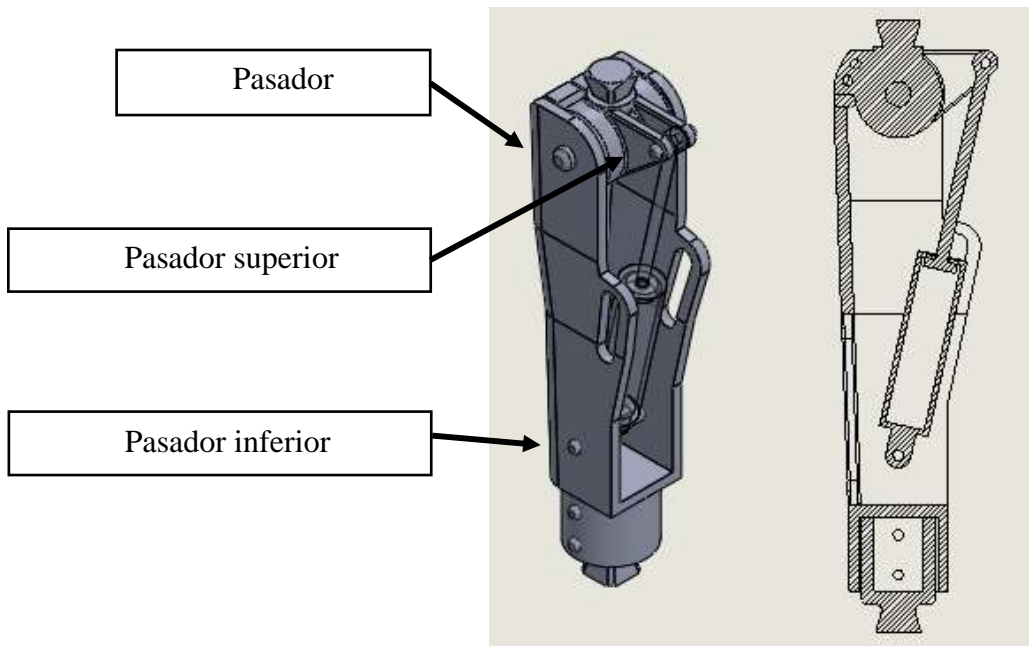
Teniendo como resultado de la fase A un diseño que cumple con los parámetros establecidos para el diseño estructural-mecánico de la prótesis y habiendo seleccionado una gama de materiales con los cuales elaborar cada una de las piezas requeridas se procederá a realizar los cálculos y dimensionamiento respectivos para el diseño.

En esta etapa se desarrollaran los cálculos correspondientes a la resistencia de materiales para los componentes críticos de la estructura partiendo de un peso corporal de paciente de 120 Kg considerando un factor de seguridad debido a que se planteó para una persona con un peso corporal que ronda entre los 70 y 120 Kg.

Pasador principal: siendo el elemento que se encuentra sometido a la mayor parte de la carga, el pasador principal se analizara para esfuerzos tanto estáticos como de impacto debido a que durante la marcha será sometido a estos dos, de igual manera se tomara con una carga neta de 120 Kg considerando de esta manera un factor de seguridad aceptable.

Figura 12

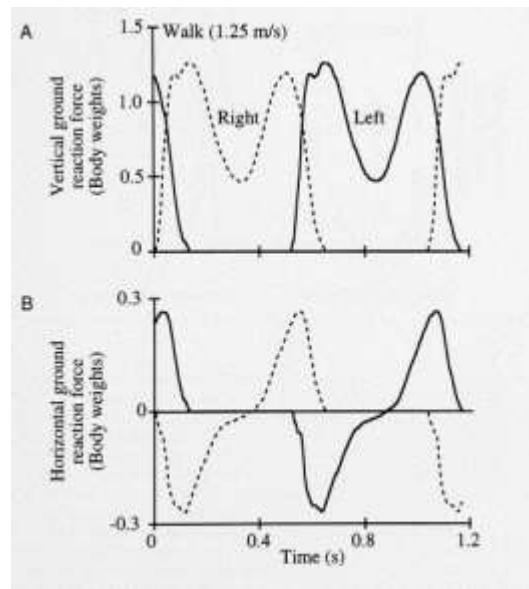
Partes del diseño de la prótesis



Cálculos para el pasador principal:

Para los cálculos de resistencia y dimensionamiento de la prótesis es importante resaltar que la distribución de la carga durante la marcha es variable y por ello divide su movimiento en la fase de apoyo (40%) y la fase de oscilación (60%), siendo la fase de apoyo la que concentra el mayor número de esfuerzos, convirtiéndola en la más crítica.

Según Farley y Ferris (1998) la fuerza de la reacción vertical y horizontal durante la fase de apoyo en un ciclo de marcha normal de 1.25 m/s está definida por las siguientes gráficas.

Figura 13*Reacciones durante la marcha*

Nota. A) Reacción vertical durante la marcha. B) Reacción horizontal durante la marcha. Tomado de Farley, C. T., & Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action.

Los valores críticos de carga durante la marcha se encuentran entre 1.4 veces el peso para la reacción vertical y entre 0.29 veces el peso corporal para la reacción horizontal, se realiza el respectivo cálculo para una carga de 120 Kg.

$$M_v = 120 \text{ kg} * 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} * 1.4 = 1648.08 \text{ [N]}$$

$$M_h = 120 \text{ kg} * \frac{9.81 \text{ m}}{\text{s}^2} * 0.29 = 341.38 \text{ [N]}$$

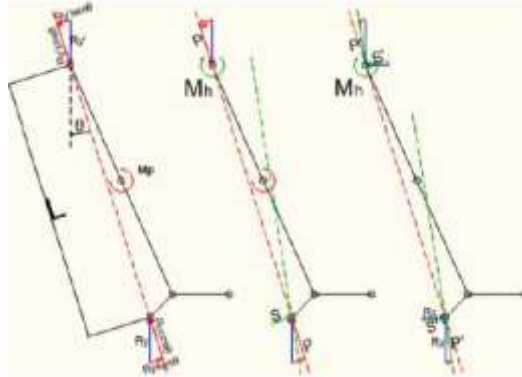
Se recalculo la reacción horizontal sobre el pasador mediante el modelo matemático del movimiento de la rodilla expuesto por Castro (2012) para una prótesis transfemoral, con el fin de encontrar la fuerza crítica durante el proceso de marcha. Se evaluó el instante del primer apoyo del

talón sobre el piso durante la fase de apoyo debido a que en este instante toda la carga se centra en la rodilla.

- Modelamiento de la pierna

Figura 14

Modelo de fuerzas durante la marcha



Nota. Tomado de Castro, L. D. (2012). Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla. Revista tecnologica ESPOL. Published. <http://www.rte.espol.edu.ec/index.php/tecnologica/article/view/122>

$$\sum M_h = 0$$

$$-W_h + R_x * L * \cos \theta + R_y * L * \sin \theta = 0$$

$$M_h = L * (R_x * \cos \theta + R_y * \sin \theta)$$

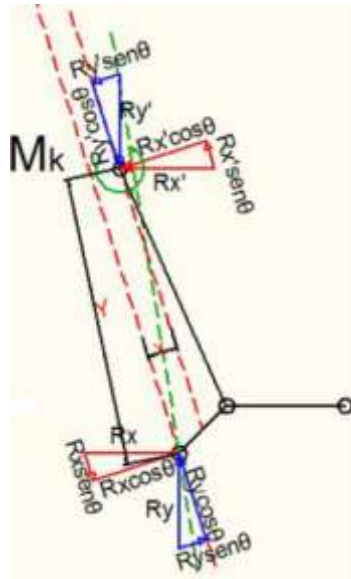
Haciendo la equivalencia a un momento aplicado en el talón a una distancia L y con una fuerza de magnitud S:

$$M_h = L * S \quad (1)$$

- Modelamiento de la rodilla

Figura 15

Modelo de fuerzas durante la marcha



Nota. Tomado de Castro, L. D. (2012). Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla. Revista tecnologica ESPOL. Published. <http://www.rte.espol.edu.ec/index.php/tecnologica/article/view/122>

$$\sum M_k = 0$$

$$W_k + R_x * Y * \cos \theta + R_x * X * \sin \theta - R_y * X * \cos \theta + R_y * Y * \sin \theta = 0$$

$$M_k = -(-R_x * \sin \theta + R_y * \cos \theta) * (X) + (R_y * \sin \theta + R_x * \cos \theta) * (Y)$$

$$M_k = -(-R_x * \sin \theta + R_y * \cos \theta) * (X) + (S) * (Y)$$

Haciendo a P la magnitud de fuerza que aplica el momento con la distancia X tenemos:

$$M_k = P * X + S * Y \quad (1)$$

$$S = \frac{P * X + K_k}{Y} \quad (2)$$

Reemplazando (2) en (1):

$$M_h = L * \frac{P * X + K_k}{Y}$$

Ya que en el mecanismo de flexión de la rodilla se despreciaran los efectos generados por la fricción $M_k = 0$, y la fuerza aplicada verticalmente sobre la rodilla se definió como $P = W_v$.

$$M_h = (W_v * L) * \left(\frac{X}{Y}\right)$$

(Ecuación de estabilidad de la prótesis)

Según el estudio de las dimensiones antropométricas de la población latinoamericana (2007) las medidas de un adulto colombiano entre los 20 y 39 años son:

Figura 16

Dimensiones humanas

Dimensiones	20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
	Percentiles					Percentiles				
	í.	D.E.	5	50	95	í.	D.E.	5	50	95
1 Masa corporal (Kg)	66.9	10.45	57.3	66.0	85.3	71.2	9.87	55.8	70.4	87.7
2 Estatura (cm)	170.1	6.52	159.5	169.4	181.1	168.9	6.27	158.3	169.4	178.5
3 Alcance vertical máximo	214.8	8.81	201.7	214.1	230.8	213.3	8.70	198.2	213.8	226.1
4 Alcance vertical con asiento	199.8	8.17	187.5	199.5	213.9	198.2	8.87	184.2	198.7	218.8
5 Altura de los ojos	159.3	6.36	148.8	158.6	170.4	158.2	6.19	148.0	158.4	167.6
9 Altura acromial	138.6	5.72	128.8	138.2	148.2	138.1	5.76	129.2	138.4	147.4
10 Altura cresta ilíaca medial	101.6	4.78	94.1	101.4	109.6	100.4	4.69	92.6	100.8	107.6
12 Altura radial	107.0	4.57	99.1	106.9	115.0	106.6	4.68	98.7	107.0	114.4
13 Altura estilóidea	81.7	3.90	75.6	81.6	88.4	81.7	4.02	75.5	81.8	88.2
14 Altura dactílica dedo medio	63.8	3.44	58.4	63.7	69.9	63.9	3.51	58.4	64.2	69.4
25 Anchura del tórax	39.5	1.74	16.8	39.5	22.5	30.5	1.70	17.9	20.5	23.4
38 Alcance anterior brazo	71.4	3.39	66.4	71.3	77.1	71.2	3.23	65.7	71.3	76.2
58 Perímetro rodilla media	36.3	2.37	32.3	36.0	40.0	36.8	2.28	33.2	36.7	40.8
59 Perímetro pierna media	35.3	2.59	31.4	35.2	38.9	36.3	2.38	32.4	36.2	40.3
60 Perímetro supramaleolar	21.6	1.35	19.8	21.6	24.0	21.9	1.28	19.9	22.0	24.1

Nota. Tomado de Avila, R., Parado, L., & González, E. L. (2007). Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana.

<https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/14486/2018sergioboh%C3%B3rquez4.pdf?sequence=6&isAllowed=y>

De los datos proporcionados por la figura 16 tenemos que:

$$L = 81.7 \text{ [cm]}$$

$$X = 0.7 \text{ [cm]}$$

$$Y = 52.9 \text{ [cm]}$$

Aplicando la ecuación de estabilidad tenemos

$$M_h = (1648.08 \text{ [N]} * 0.817 \text{ [m]}) * \left(\frac{0.7 \text{ [cm]}}{52.7 \text{ [cm]}}\right)$$

$$M_h = 17.88 \text{ [N * m]}$$

$$M_h = W_h * L$$

$$W_h = \frac{M_h}{L} = \frac{17.88 \text{ [N * m]}}{0.817 \text{ [m]}}$$

$$W_h = 21.89 \text{ [N]}$$

Debido a que la reacción horizontal encontrada por la reacción de la fuerza vertical es menor a arrojado por la gráfica de fuerzas durante la marcha normal presentada por Farley y Ferris, se selecciona como la fuerza crítica aplicada sobre el pasador principal de la prótesis la reacción tanto de la carga vertical como horizontal presentada por las gráficas en función del peso del paciente.

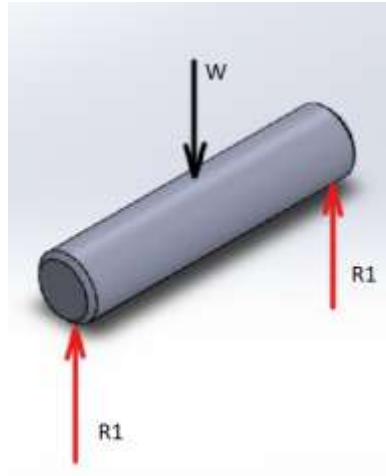
$$M_v = 1648.08 \text{ [N]}$$

$$M_h = 341.38 \text{ N } W = \sqrt{W_h^2 + W_v^2} = \sqrt{341.38^2 + 1648.08^2}$$

$$W = 1683.065 \text{ [N]}$$

Figura 17

Distribución de fuerzas en el pasador principal



Se hace sumatoria de fuerzas en el eje Y:

$$\sum F_y = 0$$

$$W - 2 * R1 = 0$$

$$1683.062 [N] = 2 * R1$$

$$R1 = 841.53 [N]$$

Se selecciona el acero inoxidable ferrítico como material estructural del pasador con las siguientes propiedades físicas:

Tabla 8*Propiedades del Acero Inoxidable Ferrítico*

Acero inoxidable ferrítico	
Resistencia a la tensión (MPa)	552
Resistencia a la fluencia (MPa)	470
Elongación en 2 pulg (%)	20
Razón de Poisson	0.3
Conductividad térmica (W/m-°C)	21

Nota. Adaptado de (Hamrock)

Ahora se calculara el diámetro mínimo por esfuerzo cortante con el cual se debe diseñar el pasador principal:

$$\tau_{max} = \frac{\sigma}{2}$$

$$\tau_{max} = \frac{470000000}{2} = 235000000 \text{ [Pa]}$$

$$\tau_{max} = \frac{V}{A} = \frac{V}{\frac{\pi * d^2}{4}}$$

$$V = \frac{F}{2}$$

$$\tau_{max} = \frac{2 * F}{\pi * d^2} = \frac{2 * 1683.062 \text{ [N]}}{\pi * d^2}$$

$$d = 0.00213 \text{ [m]}$$

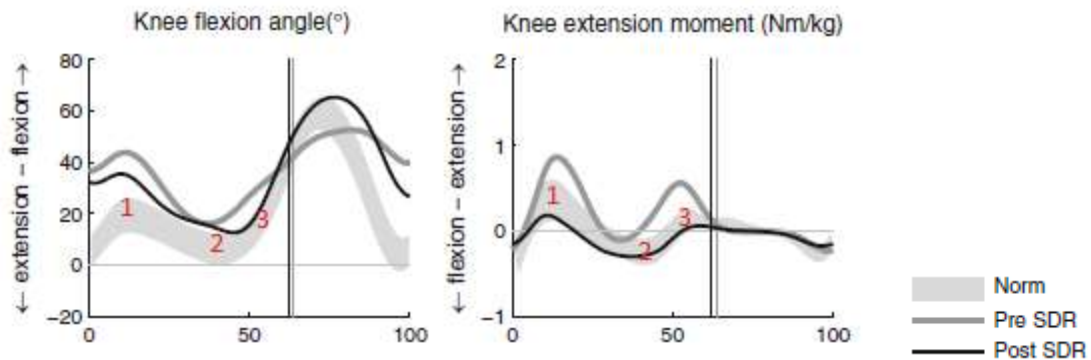
El diámetro mínimo por esfuerzo cortante es de 2.13 mm por lo que se toma en un principio un diámetro de 12 mm como diámetro del pasador principal.

Cálculos para el pasador trasero superior con influencia del actuador

Para el cálculo de la fuerza que debe proporcionar el actuador y por lo tanto debe soportar su pasador y se hizo uso del modelo propuesto por Sloot y Krogt (2017) para los momentos presentes durante la marcha en función del peso de la persona

Figura 18

Ángulos y momentos durante la marcha



Nota. Adaptado de Sloot, L. H., & Krogt, M. M. (2017). Interpreting Joint Moments and Powers in Gait.

Con ayuda de la figura 18 se tomaron 3 puntos críticos durante la fase de apoyo durante la marcha, y se registró el ángulo de flexión de la rodilla para determinar el ángulo de aplicación de la fuerza con respecto al eje de flexión, se tuvo en cuenta que durante la marcha la prótesis no excederá una flexión de 15° por motivos de no sobre exceder el las capacidades del actuador lineal

Tabla 9

Momentos y ángulos críticos durante la marcha

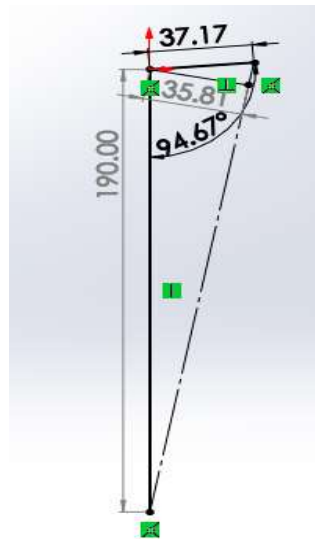
	Punto 1	Punto 2	Punto 3
Momento (Nm/kg)	0.14	0.1	0.0
Angulo (grados)	15°	10°	17°

Para el punto 3 se tomó que la pierna se encuentra en completa extensión por lo que la carga sobre el actuador será despreciable y es delegada por completo al pasador de flexión principal

- Primer estado de carga

Figura 19

Primer momento de carga



$$M = F * d$$

Para el punto uno se tiene un momento de $M = 0.3 \text{ Nm/kg}$ y se plantea para un paciente de 120 kg

$$M = 0.14 \left[\frac{\text{Nm}}{\text{kg}} \right] * 120 [\text{kg}]$$

$$M = 16.8 [\text{N}]$$

Se plantea una fuerza F para generar el momento M mediante una distancia d perpendicular al vector fuerza

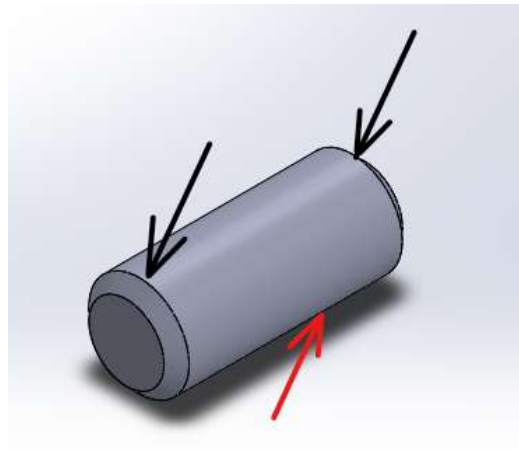
$$M = F * d$$

$$16.8 [N * m] = F * 0.03581 [m]$$

$$F = 469.1[N]$$

Figura 20

Distribución de cargas en el primer estado



Tratándolo como pasador a doble corte se encuentra la reacción:

$$\sum F = 0$$

$$W - 2 * R1 = 0$$

$$469.1 [N] = 2 * R1$$

$$R1 = 234.6 [N]$$

Se selecciona el acero inoxidable ferrítico como material estructural del pasador con las siguientes propiedades físicas:

Tabla 10*Propiedades del acero inoxidable ferrítico*

Acero inoxidable ferrítico	
Resistencia a la tensión (MPa)	552
Resistencia a la fluencia (MPa)	345
Elongación en 2 pulg (%)	20
Razón de Poisson	0.3
Conductividad térmica (W/m-°C)	21

Nota. Adaptado de (Hamrock)

Ahora se calculara el diámetro mínimo por esfuerzo cortante con el cual se debe diseñar el pasador.

$$\tau_{max} = \frac{\sigma}{2}$$

$$\tau_{max} = \frac{345000000}{2} = 172500000 \text{ [Pa]}$$

$$\tau_{max} = \frac{V}{A} = \frac{V}{\frac{\pi * d^2}{4}}$$

$$V = \frac{F}{2}$$

$$\tau_{max} = \frac{2 * F}{\pi * d^2} = \frac{2 * 469.1}{\pi * d^2}$$

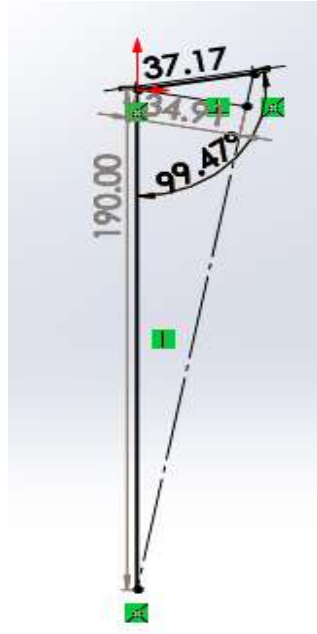
$$d = 0.00131 \text{ [m]}$$

El diámetro mínimo por esfuerzo cortante es de 1.31 mm siendo mucho menor que el encontrado para esfuerzo flector, por lo que se toma en un principio un diámetro de 8 mm como diámetro del pasador.

- Segundo momento de carga

Figura 21

Segundo estado de carga



Al igual que en el primer momento de carga se calcula el momento generado por la fuerza para una persona con un peso de 120 kg, y se calcula la fuerza que actúa sobre el pasador

$$M = F * d$$

$$M = 0.1 \left[\frac{Nm}{kg} \right] * 120 [kg]$$

$$M = 12 [N * m]$$

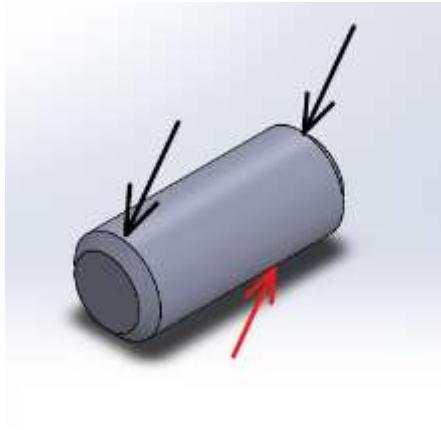
$$M = F * d$$

$$24 [N * m] = F * 0.03491 [m]$$

$$F = 343.7 [N]$$

Figura 22

Distribución de cargas del segundo estado



Se trata de igual manera como pasador a doble corte:

$$\sum F = 0$$

$$W - 2 * R1 = 0$$

$$347.7 [N] = 2 * R1$$

$$R1 = 171.9 [N]$$

Ahora se calculara el diámetro mínimo por esfuerzo cortante con el cual se debe diseñar el pasador.

$$\tau_{max} = \frac{\sigma}{2}$$

$$\tau_{max} = \frac{345000000}{2} = 172500000 [Pa]$$

$$\tau_{max} = \frac{V}{A} = \frac{V}{\frac{\pi * d^2}{4}}$$

$$V = \frac{F}{2}$$

$$\tau_{max} = \frac{2 * F}{\pi * d^2} = \frac{2 * 171.9}{\pi * d^2}$$

$$d = 0.000796 [m]$$

Según el criterio del cortante máximo se determinó que requiere un diámetro mínimo de 0.79 mm por lo que se toma como crítico el primer momento de carga y se selecciona un diámetro de 8 mm para el pasador.

Del anterior análisis de carga para el pasador bajo influencia del actuador lineal se determina que la carga crítica es la posición 1 durante la fase de apoyo de la marcha a 15° de flexión, se seleccionó un pasador de 8 mm de diámetro y fabricado de acero inoxidable ferrítico que demostró cumplir con los requerimientos de carga.

- Cálculos para el pasador trasero inferior con influencia del actuador

Debido a que el actuador tendrá dos pasadores que soportaran y guiaran las mismas cargas pero en sentido opuesto estos deben cumplir con los mismos requerimientos por lo que el momento de carga crítico será el mismo.

Figura 23

Estado de carga del pasador trasero del actuador



Teniendo en cuenta que también estará sometido a doble corte tenemos:

$$\sum F = 0$$

$$W - 2 * R1 = 0$$

$$469.1 [N] = 2 * R1$$

$$R1 = 234.6 [N]$$

Teniendo las cargas sobre el pasador se calculan los esfuerzos sobre este a partir de la carga estática son las mismas características geométricas de los anteriores casos y con el mismo material de fabricación se calcula el diámetro mínimo que debe tener el pasador para soportar el doble corte al que está sometido.

$$\tau_{max} = \frac{\sigma}{2}$$

$$\tau_{max} = \frac{345000000}{2} = 172500000 [Pa]$$

$$\tau_{max} = \frac{V}{A} = \frac{V}{\frac{\pi * d^2}{4}}$$

$$V = \frac{F}{2}$$

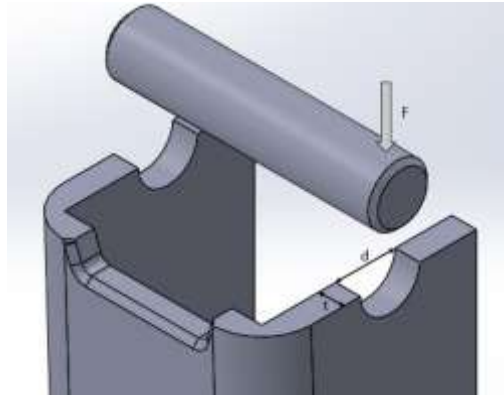
$$\tau_{max} = \frac{2 * F}{\pi * d^2} = \frac{2 * 234.6}{\pi * d^2}$$

$$d = 0.00093 [m]$$

Teniendo un diámetro mínimo de 0.93 mm se toma el mismo diámetro de 8 mm seleccionado de igual manera para el pasador superior del actuador.

Análisis de aplastamiento

- Aplastamiento del pasador principal:

Figura 24*Aplastamiento en la estructura*

Para el análisis de aplastamiento del pasador principal sobre la estructura principal de la prótesis que denominaremos “tibia” se seleccionó el aluminio como material de fabricación de esta debido a su ligereza y bajo costo en relación a otras alternativas como el acero y el titanio, aunque su resistencia a la abrasión y el desgaste es baja cuando se trata de rozamiento seco lo compensa con una gran resistencia al medio ambiente y a la corrosión.

Tabla 11*Características físicas del aluminio*

Aluminio	
Resistencia a la tensión (MPa)	55
Resistencia a la fluencia (MPa)	170
Elongación en 2 pulg (%)	25
Razón de Poisson	0.33
Conductividad térmica (W/m-°C)	231

Nota. Adaptada de (Hamrock)

Se debe tener en cuenta que la fuerza soportada por cada uno de los lados de la estructura es la misma que la soportada por el eje debido a que se sostiene de dos puntos.

$$F = \frac{W}{2}$$

$$F = \frac{1683.065 [N]}{2}$$

$$F = 841.53 [N]$$

Aplicando la fórmula de deformación por aplastamiento:

$$\sigma = \frac{F}{d * t}$$

$$17000000 Pa = \frac{841.53 [N]}{0.012 [m] * t}$$

Despejando t tenemos:

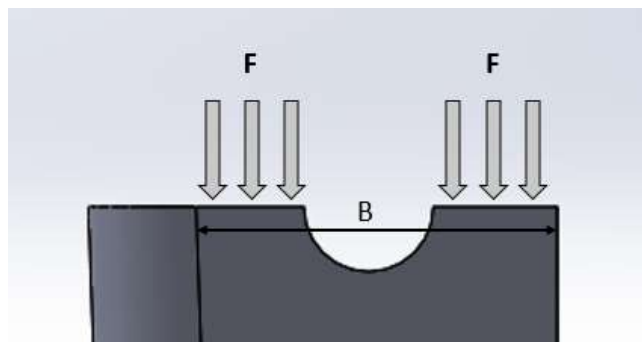
$$t = 0.004125 [m]$$

Se tiene un espesor mínimo de la lámina de 4.12 mm por lo que se plantea una lámina de 7 mm de espesor para la estructura de la prótesis.

- Aplastamiento de la base para el pasador principal:

Figura 25

Reacciones en la estructura productos de la fuerza



Se toma como referencia el material ya seleccionado para calcular en ancho que debe tener la lámina a los costados del pasador.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$\sigma = \frac{F}{(B - d) * t}$$

$$17000000 [Pa] = \frac{841.53}{(B - 0.012) * 0.007}$$

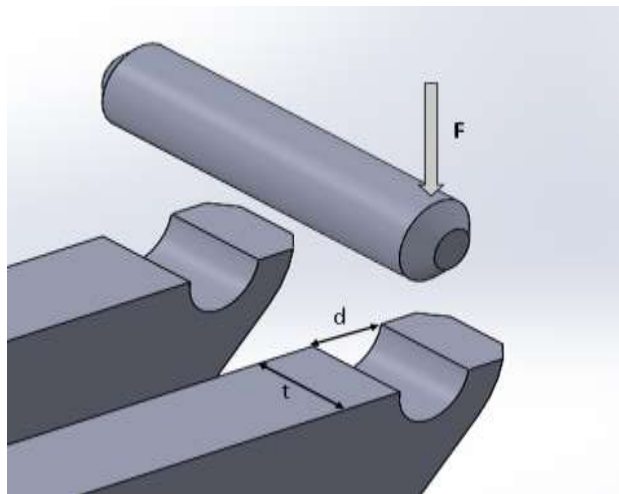
$$B = 0.012 [m]$$

Las medidas de la base para el pasador deben exceder los 21 mm para no presentar cizalladuras durante la aplicación de la carga.

- Aplastamiento del pasador de acción del actuador:

Figura 26

Distribución de momentos



Para el análisis de aplastamiento del pasador sobre la rodilla de la prótesis se selecciona el acero 1020 con estirado en frío por su alta tenacidad y baja resistencia mecánica y debido a que es un acero de bajo contenido de carbono es ideal para elementos de máquinas.

Tabla 12

Características físicas del acero 1020 CD

Acero 1020 estirado en frío	
Resistencia a la tensión (MPa)	470
Resistencia a la fluencia (MPa)	390
Elongación en 2 pulg (%)	15
Reducción de área (%)	40
Dureza Brinell	131

Nota. Adaptado de (G. Budynas & Nisbett, 2008)

De igual manera que en el caso anterior se debe tener en cuenta que el pasador está colocado sobre dos soportes por lo que la carga sobre el será la mitad de la total.

$$F = \frac{W}{2}$$

$$F = \frac{469.1 [N]}{2}$$

$$F = 234.55 [N]$$

Aplicando la fórmula de deformación por aplastamiento:

$$\sigma = \frac{F}{d * t}$$

$$390000000 \text{ Pa} = \frac{234.55 [N]}{0.008 [m] * t}$$

Despejando t tenemos:

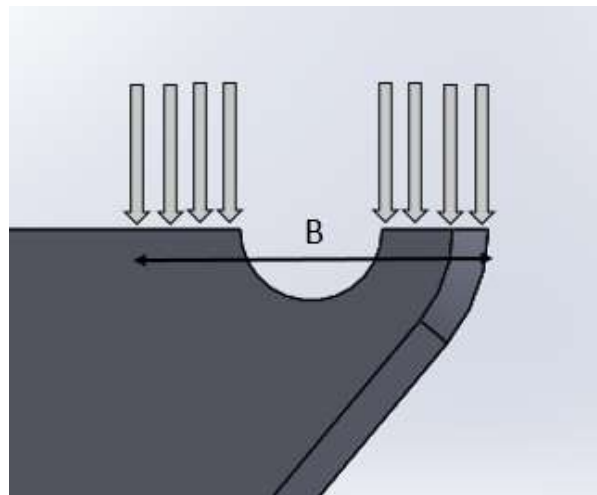
$$t = 0.0000751 [m]$$

Se tiene un espesor mínimo de la lámina de 0.0751 mm por lo que se plantea una lámina de 5 mm de espesor para el soporte de la rodilla al eje de acción del actuador.

- Aplastamiento de la base para el pasador principal:

Figura 27

Distribución de momentos



Se toma como referencia el material ya seleccionado para calcular en ancho que debe tener la lámina a los costados del pasador.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$\sigma = \frac{F}{(B - d) * t}$$

$$390000000 [Pa] = \frac{469.1 [N]}{(B - 0.008 [m]) * 0.005 [m]}$$

$$B = 0.00824 [m]$$

Las medidas de la base para el pasador del actuador deben exceder los 8.24 mm para no presentar cizalladuras durante la aplicación de la carga.

- Calculo de los rodamientos

Rodamiento del pasador principal:

Para realizar la selección del rodamiento que permitirá la libre rotación de la flexión de la prótesis se tomaron en cuenta tanto la disposición geométrica con la que se cuenta para instalar los rodamientos como las cargas previamente definidas a las que este estará sometido, para el caso del pasador principal este se encuentra únicamente sometido a carga radial debido a su movimiento únicamente en el eje sagital por lo que los rodamientos de bolas y de rodillo se plantean como las principales alternativas.

Para la selección entre estas dos alternativas de rodamientos se toma la disposición geométrica como factor decisivo, el rodamiento de rodillos presenta una desventaja considerable en cuanto a tamaño, y aunque ofrece una estabilidad y resistencia a las fuerzas radiales mayores que las del rodamiento de bolas, su tamaño considerable lo descarta por sí solo.

Se procede a calcular las horas de funcionamiento del rodamiento considerando las condiciones de carga y el rodamiento seleccionado para la flexión de la rodilla

$$L_h = \frac{10^6}{60 * n} * L_{10}$$

Donde:

L_{10h} = vida nominal SKF (horas de funcionamiento)

n = velocidad de giro (RPM)

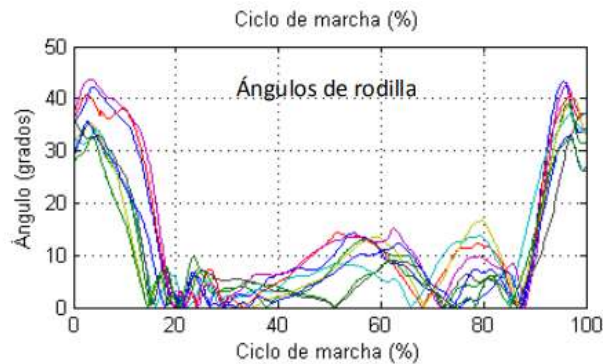
L_{10} = vida nominal básica

Para la velocidad de rotación se asumió una velocidad constante correspondiente a la flexión de la rodilla y se calculó su velocidad angular haciendo uso de los ángulos de flexión durante la marcha y el tiempo que toma realizar un ciclo de marcha, para esto se utilizaron los

datos recolectados por la investigación “Algoritmo para la estimación de ángulo de rodilla en marcha normal”.

Figura 28

Estudio sobre la velocidad angular durante la marcha



SUJETOS	NÚMERO DE CICLOS	TIEMPO PROMEDIO POR CICLO (s)	MOVIMIENTOS ETAPA 1				MOVIMIENTOS ETAPA 2			
			MEDIA ángulo de cadera (grados)	MEDIA ángulo de rodilla (grados)	VARIANZA cadera	COVARIANZA cadera-rodilla	MEDIA ángulo de cadera (grados)	MEDIA ángulo de rodilla (grados)	VARIANZA cadera	COVARIANZA cadera-rodilla
1	8	1.44	8.73	14.88	40.830	55.028	-0.80	5.695	9.882	4.298
2	9	1.51	9.47	17.44	72.284	93.111	0.726	4.682	10.011	3.234
3	8	1.41	9.54	17.75	47.283	64.482	0.299	4.317	16.616	8.932
4	7	1.41	9.78	18.95	67.891	100.949	0.431	5.027	20.275	2.857
5	8	1.23	9.39	24.22	60.488	78.545	3.274	6.400	17.112	9.144
6	7	1.22	14.18	27.96	66.304	110.509	4.689	7.775	40.939	5.382
7	8	1.28	9.33	26.05	97.219	132.017	0.241	6.685	51.47	17.222
8	9	1.31	11.20	20.39	57.099	83.469	4.018	4.965	22.201	11.703
9	8	1.22	12.28	25.80	88.361	138.021	4.359	6.097	29.470	12.327

Nota. Tomado de Martínez, F., Ramírez, R., Olmos, A., Rodríguez, J. M., Sánchez, A., & González, B. (2016).

Algoritmo para estimación de ángulo de rodilla en marcha normal: Enfoque a trazado de trayectoria en prótesis transfemorales inteligentes. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 221–233.

Se determinó que para una marcha normal el Angulo de flexión promedio para la fase de balanceo de 21.47° y un Angulo de flexión promedio para la fase de apoyo de 5.73° . Para un ciclo

de marcha completo de fase de oscilación y fase de apoyo se registró un tiempo promedio de 1.33 seg.

$$n = \frac{21.47^\circ + 5.73^\circ}{1.33 \text{ s}} * \frac{60 \text{ s}}{1 \text{ min}} * \frac{\pi}{180^\circ} * \frac{1 \text{ rev}}{2\pi}$$

$$n = 3.4 \text{ [RPM]}$$

Para calcular la vida nominal básica se recurre al catálogo de rodamientos rígidos de bolas SKF, y con la carga radial encontrada en los cálculos previos se aplica la fórmula para la vida nominal básica.

$$L_{10} = \left(\frac{C}{P}\right)^p$$

$C =$ Capacidad de carga básica (dinámica)

$P =$ Carga equivalente soportada por el rodamiento

$p =$ exponente de la ecuación de vida ($p = 3$ para rodamiento de bolas)

Remplazando en la ecuación de vida nominal:

$$L_h = \frac{10^6}{60 * n} * \left(\frac{C}{P}\right)^p$$

Se plantea que diariamente la prótesis se usara un promedio de 16 horas tomando como un día de funcionamiento de 6 am a 10 pm

$$L_h = 16 \frac{\text{horas}}{\text{día}} * 365 \frac{\text{días}}{\text{año}} * 3 \text{ años} = 17520 \text{ horas de funcionamiento}$$

$$17520 = \frac{10^6}{60 * 3.4 \text{ RPM}} * \left(\frac{C}{P}\right)^3$$

$$\frac{C}{P} = \sqrt[3]{\frac{60 * 3.4 * 17520}{10^6}} = 1.52$$

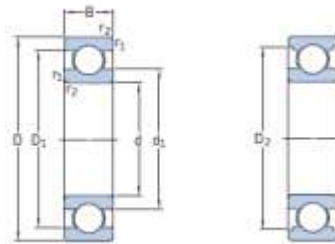
Se debe tener en cuenta que se colocaran dos rodamientos sosteniendo el pasador principal por lo que cada uno soportara 841.53 N.

$$C = 1.52 * 841.53 [N]$$

$$C = 1279.12 [N]$$

Figura 29

Selección del rodamiento por catálogo



Dimensiones principales			Capacidad de carga básica		Carga límite de fatiga	Velocidades nominales		Masa	Designación
d	D	B	C	C ₀	P ₀	Velocidad de referencia	Velocidad límite	kg	-
mm			kN		kN	r. p. m.			
12	21	5	1.74	0.915	0.039	70 000	43 000	0.0063	61801
16	8	5	2.92	1.46	0.062	67 000	40 000	0.011	61901
20	8	5.4	2.36	1.2	0.1	60 000	38 000	0.021	* 6201
30	8	5.07	2.36	1.2	0.1	60 000	38 000	0.026	6101
32	10	7.28	3.1	1.52	0.132	50 000	32 000	0.037	* 6201
37	12	10.1	4.15	1.96	0.176	45 000	28 000	0.06	* 6301

Nota. Tomado de SKF. (2015). Rodamientos SKF.

Se selecciona el rodamiento de bolas con un diámetro interno de 12 mm del catálogo de rodamientos SKF con un espesor de 5 mm y un diámetro externo de 21 mm, con una capacidad de carga básica dinámica 1.74 KN

- Selección de los cojinetes de deslizamiento

Para el cálculo de los cojinetes de deslizamiento presentes en los dos ejes de acción del actuador se procedió en primera a calcular el material del cual este estará constituido para eso hacemos uso del factor PV:

$$PV = N_{seg} * P * V$$

Teniendo las cargas presentadas en la línea de acción del actuador, 469.1 N, y las dimensiones necesarias del cojinete de deslizamiento tenemos que:

$$P = \frac{\text{Masa (lb)}}{\text{Diametro del eje(pulgadas)} * \text{longitud del coginete(pulgadas)}}$$

$$P = \frac{105.46 \text{ [lb]}}{3.14 \text{ [pulg]} * 1.96 \text{ [pulg]}} = 17.135 \text{ [PSI]}$$

$$V = \frac{\text{Velocidad angular (RPM)} * \pi * \text{Diametro del eje (pulgadas)}}{12}$$

$$V = \frac{2.69 \text{ [RPM]} * \pi * 3.14 \text{ [pulg]}}{12} = 2.21 \left[\frac{\text{pie}}{\text{min}} \right]$$

Reemplazando:

$$PV = 17.135 \text{ [PSI]} * 2.21 \left[\frac{\text{pie}}{\text{min}} \right]$$

$$PV = 37.87$$

Debido a que su PV es inferior a 2500 se determina que el cojinete de deslizamiento no requerirá de lubricación durante su uso, adicionalmente debido a que su PV es muy bajo se selecciona el cojinete de deslizamiento PCMF 081005.5 E para bajas exigencias que es elaborado en un material compuesto PTFE y cumple con las dimensiones necesarias para el eje.

Figura 30

Cojinete de deslizamiento PCMF 081005.5 E



Nota. Tomado de SKF. (2015). Rodamientos SKF

4.1.3.2. Análisis de los modos de falla y efectos (FMEA): Se utilizó en análisis de modos de falla y efectos para determinar fallas potenciales partiendo de causas probables que pueden suceder durante su ciclo de vida, mediante este método se evaluaron las causas basadas en su potencial para desembocar en una falla y de esta manera poder realizar un plan de acción para prevenirlas.

Para realiza este análisis de las diferentes causa de fallas que se pueden presentar se evaluaron de 1 a 10 dependiendo de la probabilidad de generar una falla, para evaluar casa una de las fallas se tomó como referencia los siguientes criterios basados a los expuestos en “NASA ESMD Capstone design”:

Tabla 13

Análisis de la probabilidad de falla

Criterio de causa	Valor	Probabilidad
Remota probabilidad de que suceda	1	1/10000
	2	1/5000
	3	1/2000
Baja probabilidad de que suceda	4	1/1000
	5	1/500
	6	1/200
Moderada posibilidad de que suceda	7	1/100
	8	1/50
Alta probabilidad de que suceda	9	1/20
	10	1/10

Tendiendo definidos los criterios para analizar las causas de falla se deben, de igual manera establece criterios para el estudio de los efectos que pueden generar en la prótesis la presencia de cada una de las fallas, a esta caracterización de los efectos de falla se le denominara la severidad

de la falla, que calificara la gravedad de la falla tanto para la prótesis como para el usuario de esta, esta factor estará evaluado de 1 a 10 teniendo en cuenta los siguientes criterios basados en los expuestos en “NASA ESMD Capstone design”

Tabla 14

Análisis de la severidad de la falla

Criterio de severidad	Valor
Efectos menores, no presentan fallas visibles o que afecten el rendimiento	1
Baja severidad, solo causan una pequeña molestia al usuario	2
	3
	4
Falla moderada, causa disconformidad e insatisfacción en el cliente, afecta el rendimiento de los subsistemas	5
	6
	7
Alta disconformidad del cliente por la naturaleza de la falla, subsistemas inoperables	8
	9
Falla muy severa, afecta la conformidad del usuario y debe designarse mecanismos de control para la falla	10

Al tener definidas las causas y efectos de una posible falla en el diseño se evaluará la facilidad de detección de los modos de falla en la prótesis, para esto se le asignará un valor cuantificable de 1 a 10 a la dificultad de detección de la falla en el momento en el que se presenta de acuerdo a los siguientes criterios enunciados en “NASA ESMD Capstone design”:

Tabla 15*Análisis de detección de falla*

Criterio de detección	Valor	Probabilidad
Contiene un defecto muy obvio y no puede ser entregado, probablemente del proceso de fabricación	1	1/10000
	2	1/5000
Contiene un defecto obvio y puede ser verificado al 100% mediante examinación visual	3	1/2000
	4	1/1000
	5	1/500
	6	1/200
Un defecto moderado que se puede pasar por alto durante la verificación pero es fácil de identificar	7	1/100
	8	1/50
Es difícil de identificar y fácil de pasar por alto durante la inspección	9	1/20
Muy difícil de identificar y no se puede verificar mediante inspecciones	10	1/10

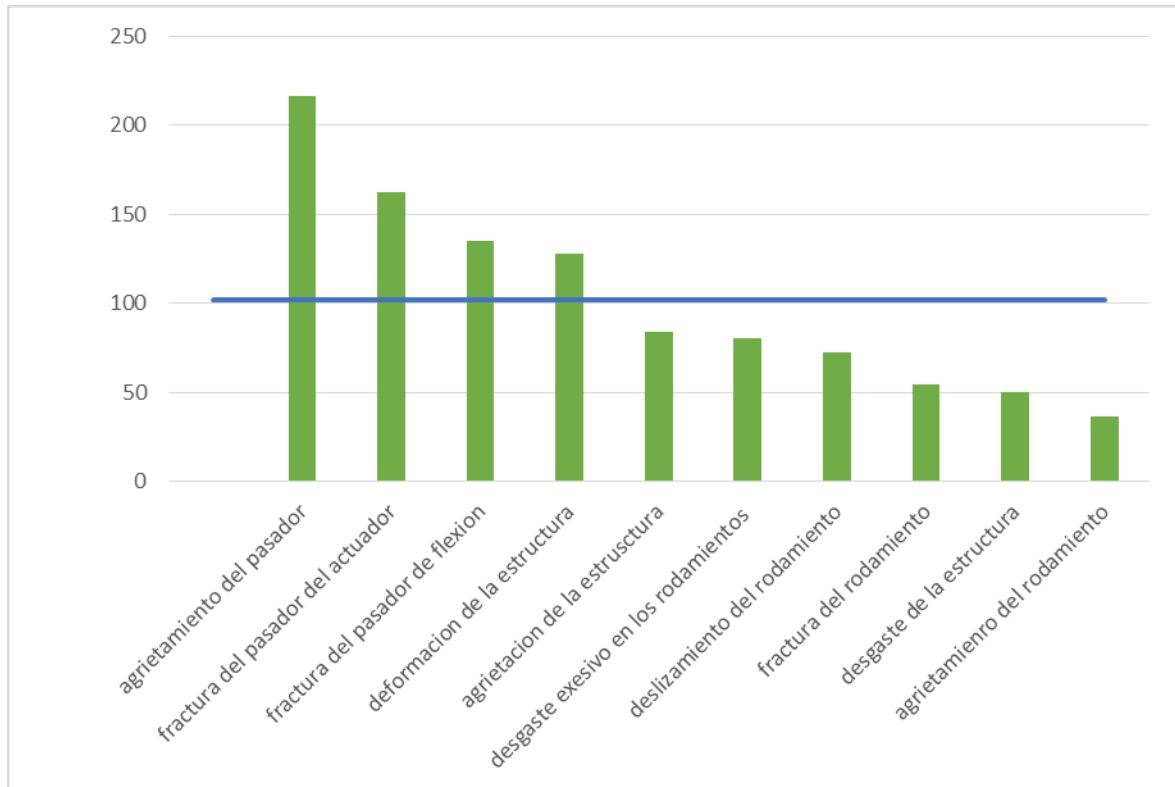
Teniendo enumerados los factores que se van a evaluar en el análisis de modos de falla y efecto se procede a calcular el RPN, definiendo para cada modo de falla que pueda presentar la prótesis de acuerdo a los factores mencionados y tomando en cuenta donde se presentara la falla y como esta afecta al funcionamiento óptimo de la prótesis.

Al analizar cada una de las causantes de falla que se pueden presentar en la prótesis y las causas por las que se pueden generar cada una de ellas, se calculó el RPN para determinar cuáles de ellas presentaban un riesgo más crítico para el diseño y de esta manera determinar un mecanismo e reacción.

Tabla 16*Análisis de modos de falla y efectos mecánico-estructural*

Elemento de falla	Modo de falla	efectos de la falla	Causas de la falla	metodo de deteccion de la falla	Criterios			NPR	Acciones a tomar	Responsable
					Causa	Severidad	Deteccion			
Pasadores	fractura del pasador de flexion	colapso estructural de la protesis	cargas exsesivas sobre el pasador	falla completa no hay deteccion	3	9	5	135	advertencia sobre la capacidad de carga	usuario
	fractura del pasador del actuador	colapso estructural de la protesis	cargas exsesivas sobre el pasador	falla completa no hay deteccion	3	9	6	162	advertencia sobre la capacidad de carga	usuario
	agrietamiento del pasador	reduccion de la vida util	esfueros de fatiga exsesivos	no hay deteccion	4	6	9	216	advertencia sobre la capacidad de carga	usuario
Estructura	deformacion de la estructura	inestabilidad estructural	cargas exsesivas sobre la estructura	inspeccion visual	4	8	4	128	selección del material estructural	diseñador
	agrietacion de la estructura	reduccion de la vida util	selección del material	inspeccion visual	3	7	4	84	selección del material estructural	diseñador
	desgaste de la estructura	reduccion de la vida util	exceso de friccion sobre la estructura	inspeccion visual	5	5	2	50	no hay aacion a recomendar	diseñador
Rodamientos	desgaste exesivo en los rodamientos	reduccion de la vida util	exceso de friccion sobre e rodamiento	no hay deteccion	2	4	10	80	mayor presicion en el diseño en detalle	usuario
	agrietamiento del rodamiento	reduccion de la vida util	cargas exsesivas sobre el rodamieto	no hay deteccion	2	2	9	36	advertencia sobre la capacidad de carga	usuario
	deslizamiento del rodamiento	inestabilidad en la flexion	mal ajuste del rodamiento	prueba del dispositivo	3	3	8	72	mayor presicion en el diseño en detalle	diseñador
	fractura del rodamiento	degaste en los pasadores e inestabilidad en la flexion	cargas exsesivas sobre el rodamieto	prueba del dispositivo	1	6	9	54	no hay aacion a recomendar	usuario

Figura 31*Resultados del análisis de modos de falla y efectos*



Las fallas más críticas sobre el diseño se dieron en los pasadores y la estructura de la prótesis por exceso de carga por lo que se plantea presentar una advertencia sobre el peso máximo que puede soportar la estructura y pasadores.

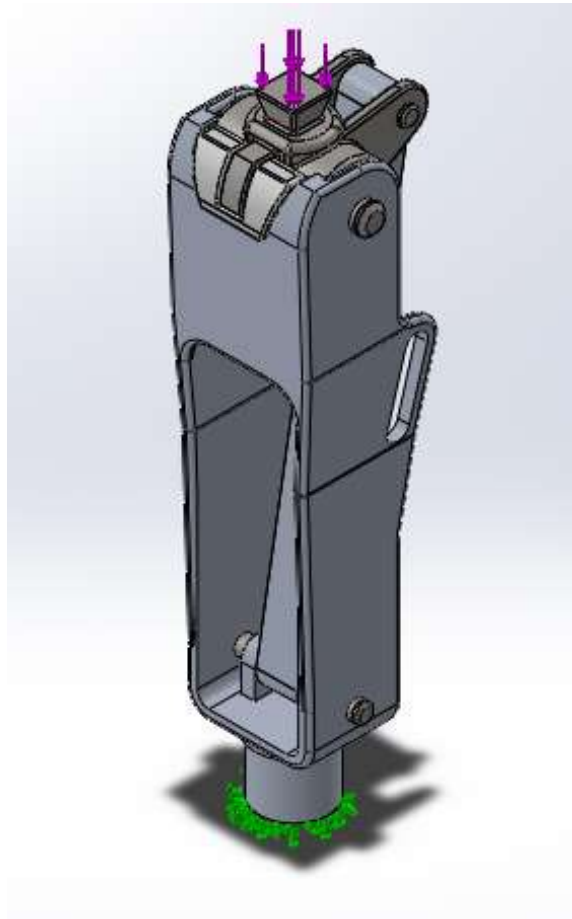
Teniendo los valores de RPN para cada una de las fallas se encontró que el promedio rondaba los 108 aproximadamente, se encontró que cuatro de los casos las fallas excedían el promedio, tres de ellos destacando como fallas en alguno de los pasadores y uno como una falla en la integridad de la estructura, es de resaltar que las fallas que resultan con un mayor RPN tiene como causa el efecto una sobre carga en la prótesis por lo que se debe realizar el pertinente plan de acción para prevenir al usuario sobre este fallo.

4.1.3.3. Simulación: Se realizó una simulación del modelo de prótesis con la ayuda de Solidworks Simulación con el fin de corroborar tanto la geometría establecida en los cálculos como

los materiales escogidos para la elaboración de cada una de las piezas, para esto se realizaron estudios de la estructura general de la prótesis mediante la aplicación de la fuerza máxima a la cual se verá sometida la prótesis durante la marcha.

Figura 32

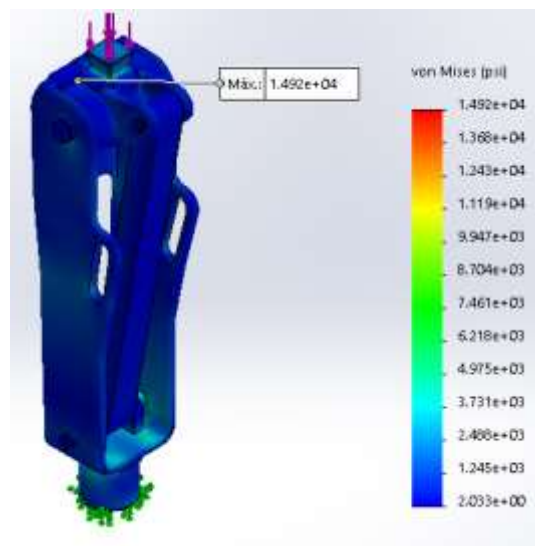
Aplicación de las fuerzas de simulación.



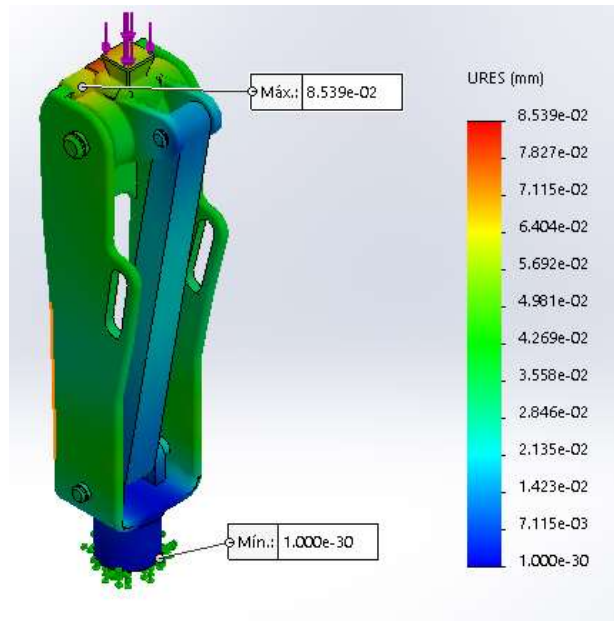
Se le aplica una fuerza de 1683 N establecida en los cálculos previos para la carga máxima que se presentara durante la marcha, se realizan tres estudios, estudio de resistencia según el criterio de von Mises, un estudio de desviación por estados URES y la determinación del factor de seguridad del ensamblaje.

Figura 33

Simulación bajo el criterio de Von Mises



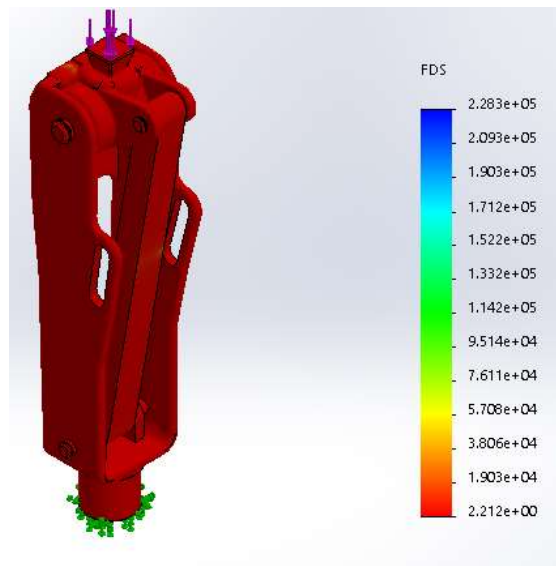
Como resultado del primer análisis bajo el criterio de Von Mises encontramos que bajo una carga de 1683 N conservativa, la respuesta del modelo es un esfuerzo máximo sobre la estructura de 14920 Psi, el material que presenta los mayores esfuerzos es el aluminio 7075 T-6 escogido para la estructura de la prótesis, presenta algunos aumentos de esfuerzo en la parte inferior pero se encuentran dentro de los parámetros aceptables.

Figura 34*Simulación por estados URES*

De la simulación de estados URES se encontró una representación visual de las unidades de desviación de cada componente, se determinó una unidad de desviación máxima de 0.0839 milímetros y una desviación mínima unitaria de $1.0e-30$, de esta simulación tampoco se encontraron fallas en el diseño de la estructura debido a que las unidades de desviación son mínimas y no representan un problema.

Figura 35

Simulación por factor de seguridad.



De la simulación enfocada al factor de seguridad se encontró un factor mínimo de 2.2 lo que refleja un margen cómodo para la operación bajo la carga máxima por lo que se considera estable para el funcionamiento.

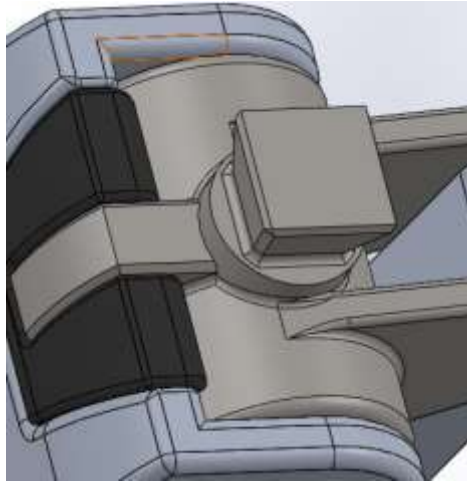
4.1.4. Fase C: Optimización de los parámetros de diseño

Con la simulación de los componentes realizada y encontrados los diferentes puntos de fallo de la prótesis mediante una retroalimentación de los datos obtenidos se realiza una reconstrucción del modelo para maximizar la calidad de la prótesis.

4.1.4.1. Retroalimentación de los parámetros de diseño: Se encontró que para mejorar la resistencia a la fuerza y el correcto acople de cada uno de los componentes ajenos al diseño como lo son adaptadores, socket y pie protésico era necesario una mayor área de contacto en la pirámide macho de la parte superior de la rodilla.

Figura 36

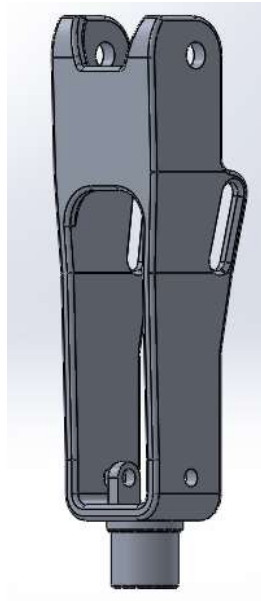
Retroalimentación sobre el contacto superior de la prótesis.



Durante la primera simulación se planteó un contacto inferior con la tibia en forma de tubo al cual se le adaptaría el correspondiente adaptador para conectarlo con el pie protésico, aunque esta alternativa presentaba algunas ventajas en cuanto a la distribución de esfuerzos en la parte inferior se determinó que los beneficios que traía no justificaba el precio extra en componentes adicionales que se tenían que agregar.

Figura 37

Retroalimentación sobre el contacto inferior de la prótesis



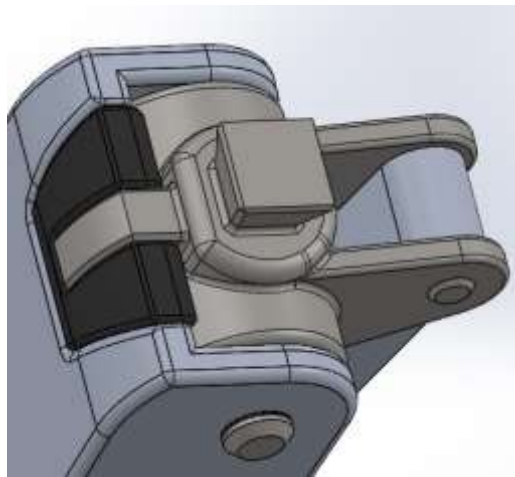
Por último se encontró que una estructura con espesor de lámina de 5 mm bajo cargas extrema presentaba la posibilidad de pandeo o fallo, esto reflejado en la distribución de esfuerzos presente en la simulación, esta situación afecta directamente la integridad del diseño y aunque esta solo se vería reflejada bajo condiciones críticas se debe optimizar su diseño

4.1.4.2. Optimización: De la anterior retroalimentación de los parámetros de diseño de tomaron las medidas para solucionar y optimizar el diseño de la prótesis al enfocarlo a uno más acorde a los parámetros de calidad establecidos

Para el caso de la conexión piramidal macho de la parte superior se le adapto un área de contacto mayor para proporcionarle una estabilidad mayor a la conexión y por consiguiente a la prótesis.

Figura 38

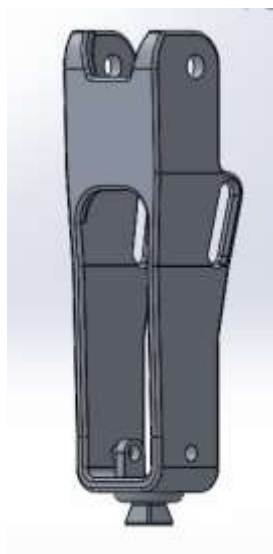
Optimización del contacto superior



Se determinó que incluir un macho piramidal en la parte inferior de la estructura presentaría un gasto superior para el mecanizado de la pieza pero menor que un adaptador adicional para la entrada de tubo presentada anteriormente, adicionalmente se analizó que al tener más componentes de ensamble la posibilidad de inestabilidad durante la marcha aumenta.

Figura 39

Optimización del contacto inferior

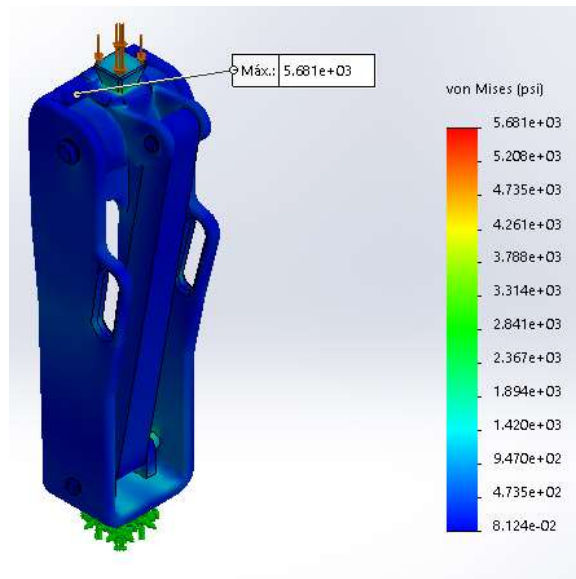


Por último se optimizo la estructura con un ancho de lámina de 7 mm para evitar inconvenientes con las cargas críticas del modelo los resultados de la simulación se presentan a continuación.

- Segunda simulación optimizada del modelo de prótesis

Figura 40

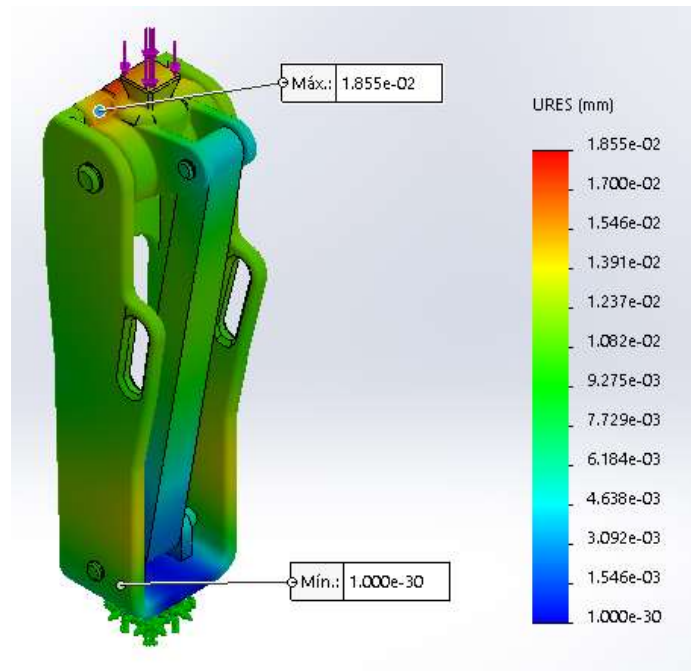
Simulación optimizada del criterio de Von Mises



Como resultado del segundo análisis bajo el criterio de Von Mises para una estructura con un espesor de 7 mm encontramos que bajo una carga de 1683 N conservativa, la respuesta del modelo es un esfuerzo máximo sobre la estructura de 5681 Psi, el material que presenta los mayores esfuerzos es el aluminio 7075 T-6 escogido para la estructura de la prótesis, presenta algunos aumentos de esfuerzo en la parte inferior a raíz del cambio de geometría sin embargo se encuentran dentro de los parámetros aceptables para el funcionamiento durante la marcha.

Figura 41

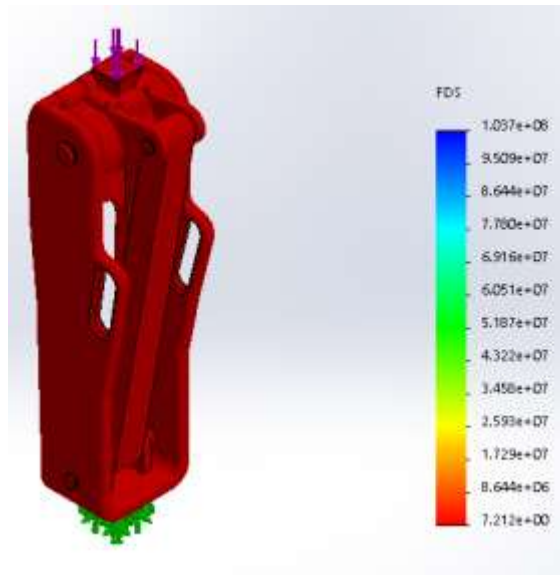
Simulación optimizada por estados de URES



De la simulación de estados URES se encontró una representación visual de las unidades de desviación de cada componente, se determinó una unidad de desviación máxima de 0.01835 milímetros y una desviación mínima unitaria de $1.0e-30$, encontramos un desplazamiento por unidad de desviación menor al de la primera simulación y por lo tanto aceptable y dentro de los rangos de funcionamiento para la prótesis.

Figura 42

Simulación optimizada por factor de seguridad



Como resultados obtenidos de la simulación por factor de seguridad tenemos un factor de seguridad de 7.2. Bastante superior al encontrado antes de la optimización del modelo, con este resultado se determina que el ensamblaje en conjunto bajo cargas críticas es confiable y estable.

4.1.5. Selección de complementos

Para finalizar el diseño estructural de la prótesis se procede a seleccionar los componentes adicionales que adaptaran el modelo a la anatomía humana como socket, pie protésico y adaptadores.

4.1.5.1. Socket: Siendo uno de los elementos más importantes de la prótesis, tiene la función de transmitir la fuerza del miembro amputado a la prótesis, por tal razón para su selección se debe tener en cuenta condiciones fisiológicas, biomecánicas y mecánicas.

Aunque la selección del socket se toma en su mayoría dependiendo de las preferencias y la actividad del usuario para el uso de la prótesis de esta tesis se recomienda el uso de las siguientes alternativas de socket:

Socket trinquete, pin estirado: por su seguridad y estabilidad esta opción de socket es muy utilizada cuando se trata de prótesis transfemorales, está diseñado para amputados son niveles de actividad moderados o altos con muñones con prominencias óseas.

Figura 43

Socket trinquete



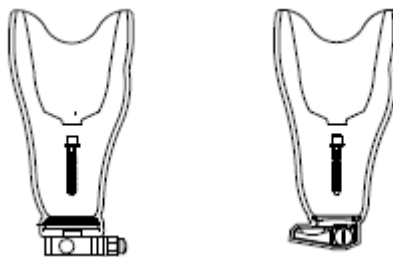
Nota. Tomado de Catalogo de protésica de ÖSSUR. (2016). <https://www.ossur.com/es-es/recursos-profesionales/catalogo-protésica-y-otros-recursos>

Socket de pin liso: para encajes de silicona, es usada para amputados con actividad moderada o alta y con muñones con prominencia ósea, siendo una opción muy estable y firme durante la marcha ofrece además una suspensión segura desde el mecanismo de anclaje

Figura 44*Socket de pin liso*

Nota. Tomado de Catalogo de prótesis de ÖSSUR. (2016). <https://www.ossur.com/es-es/recursos-profesionales/catalogo-protesica-y-otros-recursos>

Socket de embrague: diseñado para encajes de silicona este socket es usada para pacientes de actividad moderada con tejidos blandos presentes en el muñón, el sistema de embrague fija de manera estable y segura el muñón a los complementos de la prótesis.

Figura 45*Socket de embrague*

Nota. Tomado de Catalogo de prótesis de ÖSSUR. (2016). <https://www.ossur.com/es-es/recursos-profesionales/catalogo-protesica-y-otros-recursos>

Para las anteriores opciones de socket se recomienda un anclaje de embrague debido a la naturaleza de la conexión de la prótesis transfemoral.

4.1.5.2. Adaptadores: Para la selección de adaptadores se tomó en cuenta el diseño estructural y las conexiones presentes en este, conexión piramidal macho tanto en la parte superior como en la inferior, se determinaron necesarios los siguientes componentes para la prótesis transfemoral.

Conexión prótesis-socket: para las diferentes selecciones de sockets presentadas anteriormente se recomienda un anclaje de embrague debido a la naturaleza de la conexión superior del modelo, en caso de requerirlo se puede considerar un adaptador doble hembra para un anclaje distinto.

Conexión prótesis-pie: para esta se requiere las dimensiones precisas del paciente debido a que estas determinaran la longitud del adaptador, para cortas distancias se recomienda el adaptador doble hembra debido a que proporciona la mejor estabilidad, sin embargo de requerirlo se puede adquirir un adaptador sencillo con pirámide hembra, esta requerirá un adaptador de tubo, si la prótesis de pie así lo requiere.

Pie protésico: en cuanto a la selección del pie protésico dependerá en su mayoría de las preferencias del usuario, sin embargo se recomienda el uso de un pie dinámico o con articulación debido a la naturaleza del movimiento mecanizado de la prótesis y el sensor implantado en este.

Figura 46

Pie protésico dinámico challenguer



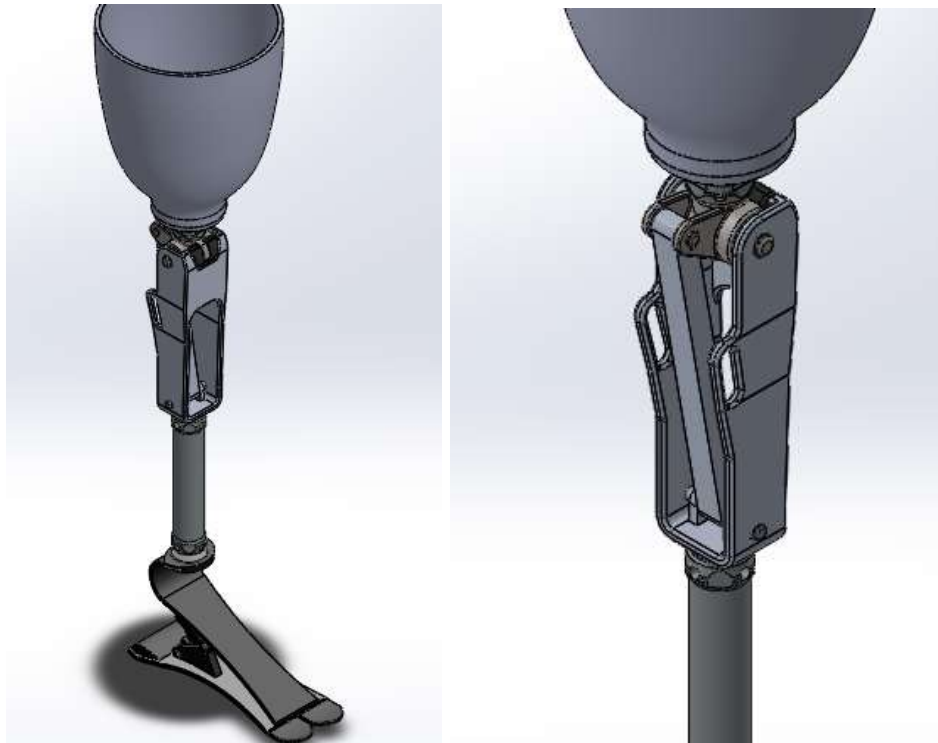
Nota. Tomado de Catalogo de prótesis de ÖSSUR. (2016). <https://www.ossur.com/es-es/recursos-profesionales/catalogo-protésica-y-otros-recursos>

4.1.6. Diseño estructural final de la prótesis transfemoral

Como resultado de todo el proceso de diseño tenemos un diseño estructural que cumple con los parámetros y necesidades establecidas el inicio del proceso de diseño y que mediante el proceso de simulación se demostró que soporta tanto las cargas durante la marcha como la acción de un actuador durante la marcha, es importante resaltar que este diseño final fue realizado contemplando que pueda ser satisfactoriamente adaptado al sistema de control que se desarrollara en la siguiente fase de diseño.

Figura 47

Diseño estructural final de la prótesis transfemoral



4.2. Diseño del sistema de control

Se realizó el diseño de un sistema de control capaz de regular la marcha de la prótesis de manera que se desarrolle con más naturalidad y con menor esfuerzo, mediante el estudio de los requerimientos del sistema y las necesidades del usuario.

4.2.1. Pre-fase A: Análisis del problema de diseño del sistema de control

Se realizó el diseño de un sistema de control capaz de regular la marcha de la prótesis de manera que se desarrolle con más naturalidad y comodidad.

4.2.1.1. Identificación de las necesidades y requerimientos: Para la identificación de las necesidades y requerimientos del sistema de control se tomaron en cuenta las condiciones de funcionamiento y las acciones que este debe proporcionar a la prótesis durante su ciclo de funcionamiento, en base a esto se evaluó y caracterizó de 1 a 5 dependiendo de la relevancia que representa al momento de diseñar el sistema de control.

Tabla 17

Requerimientos del sistema de control

REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA DE CONTROL	RELEVANCIA (1-5)
Economía	5
Capacidad	3
Duración de la batería	2
Mantenimiento	1
Durabilidad	4
Complejidad	2
Precisión	3

De la tabla 17 se pueden destacar como relevantes para tener en cuenta en el diseño del sistema de control la economía, el mantenimiento, la capacidad y la precisión, estos resultados serán tomados en cuenta en el momento de seleccionar cada uno de los componentes del sistema de control y diseñar su funcionamiento.

4.2.1.2. Constantes de diseño: Para la selección de las constantes de diseño se tomaron en cuenta los requerimientos y necesidades previamente descritos y junto con el diseño estructural y los cálculos de cargas que debe administrar el actuador se propusieron intervalos y valores óptimos en los cuales deben estar las constantes seleccionadas para el diseño de control.

Tabla 18*Constantes de diseño*

CONSTANTE	METODO DE MEDICIÓN	VALOR IDEAL	RANGO ACEPTABLE
Batería	Duración en horas de uso de la batería	12	Mayor de 10
Fuerza	Fuerza que puede soportar el actuador	500	Mayor a 400
Precio	Valor del sistema de control [COP]	2000000	Menor de 3000000

Con las constantes de diseño definidas se tiene una visión más clara de los parámetros generales con los que debe cumplir el sistema de control y a donde debe apuntar el diseño final de la prótesis transfemoral, esto se tomara como punto de partida para el posterior diseño de alternativas y el planteamiento de un software de control que administrara el movimiento de los diferentes sistemas presentes en la prótesis.

4.2.2. Fase A: diseño conceptual del sistema

Para esta fase se determinó el diseño del sistema de control que administra el movimiento de la prótesis, analizando diferentes opciones para llevar a cabo esta tarea, se definieron sus partes y su método de operación, siempre fundamentado en las exigencias que debe cumplir durante la marcha.

4.2.2.1. Descripción funcional de la marcha: Para la descripción funcional del sistema de control durante la marcha primero se debe analizar la marcha normal de una persona y las variables físicas y cinemáticas que intervienen ya que en base a ellas se establecerán los movimientos y acciones que debe proporcionar dicho sistema de control a la prótesis.

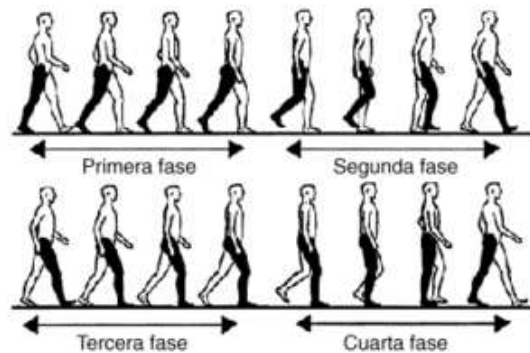
Para el estudio de la marcha y la influencia de la flexión de la rodilla en este ciclo es importante definir más a fondo cada una de las fases involucradas en el desarrollo normal de esta

debido a que estas fases serán emuladas por el sistema de control y llevadas a la prótesis mediante la acción del actuador.

Según Martín, Calvo, Orjuela, Barbero y Sánchez (Nogueras, Calvo Arenillas, Orejuela Rodríguez, Barbero Iglesias, & Sánchez Sánchez, 1999) el ciclo de marcha común está compuesto por cuatro fases principales las cuales se repiten en ciclo para dar lugar al proceso de locomoción humana, para la descripción de este movimiento los diferentes autores se centran en definir la locomoción de un solo miembro inferior debido a que el otro miembro inferior se comporta de la misma manera que este.

Figura 48

Fases de la marcha



Nota. Tomado de Nogueras, A. M., Calvo, J. L., Orejuela, J., Barbero, F. J., & Sánchez, C. (1999). Fases de la marcha humana. Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología, 44–49.

- *Primera fase:*

También conocida como la fase de “doble apoyo posteriori de impulso” es caracterizada por la inclinación del miembro inferior desde un movimiento que nace en la cadera para dar lugar a una pequeña flexión de la rodilla la cual permitirá la extensión completa de la articulación al final de esta fase, este movimiento es acompañado por una rotación inversa de la pelvis en el plano transversal y un inclinación inversa en el plano frontal con el fin de estabilizar la marcha.

Durante esta fase también se da una reducción progresiva del apoyo del pie sobre el suelo, que empezara como un apoyo completo sobre la palma del pie pasando a la preparación de la fase de balanceo con el apoyo de únicamente los dedos al finalizar la fase.

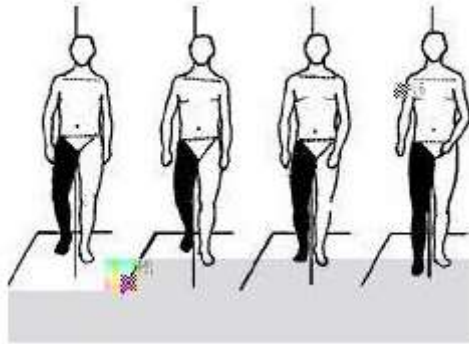
- *Segunda fase:*

También conocida como el “periodo de oscilación” , dando inicio en el final de la primera fase, en esta fase se da el despegue del pie del suelo mediante la flexión de la rodilla y la cadera, desplazando el miembro inferior completo por el plano sagital adelantándose al cuerpo y dándole la carga completa del peso corporal a la otra pierna.

Durante esta fase se da lugar la mayor extensión del miembro debido a la acción conjunta de las articulaciones de la rodilla, la cadera y el dorsal del tobillo, esta será más amplia en cuanto más rápido sea el paso, lo que a su vez disminuirá la cantidad de tiempo la cual el pie permanece en el piso, durante esta flexión, en el plano frontal se da una inclinación inversa de las líneas pélvicas y escapular acompañado con un ligero descenso de la cadera en el punto de la flexión con la pierna, trasladando del centro de gravedad hacia la pierna de apoyo y finalizar con una centralización de este al contacto del pie con el suelo.

Figura 49

Movimiento frontal durante la fase de oscilación



Nota. Tomado de Nogueras, A. M., Calvo, J. L., Orejuela, J., Barbero, F. J., & Sánchez, C. (1999). Fases de la marcha humana. Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología, 44–49.

Tercera fase:

También llamada el “segundo apoyo doble” o “fase de impacto de talón”, es caracterizada por el contacto del talón con el piso después de haber pasado por la parte de oscilación y recibiendo una cantidad considerable del peso de la persona, es importante que en esta fase la pierna tiene el deber de medir, frenar y regular la progresión del ciclo.

En el momento en que el pie hace contacto con el suelo, la rodilla se encuentra en extensión completa y produce una ligera flexión que amortigua el impacto que oscila entre los 10 a 20° que es limitada, frenada y regulada por el musculo cuádriceps del pie, posteriormente se da una flexión de la planta que frena el movimiento y sitúa la planta del pie en un contacto completo con el suelo lo que genera un contacto contra el suelo ligero y sin efectos de choque.

El anterior movimiento de la rodilla y el pie es acompañado por un movimiento no tan notoria de la cadera que mantiene el movimiento que traía de la fase anterior con un empuje en el plano horizontal que determina la anchura del paso durante la marcha.

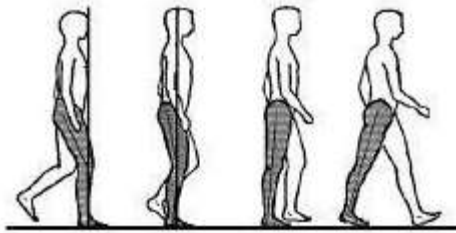
Cuarta fase:

Conocida también como “fase media de apoyo”, es caracterizada por ser la fase en la cual la pierna soporta el peso completo y es encargada del equilibrio en todos los planos, debido a que la otra pierna se encuentra en la fase de oscilación, durante esta fase se da el movimiento general de traslación durante la marcha.

Durante esta fase la pierna mueve rápidamente el segmento tibial a una posición vertical manteniendo la flexión del muslo para estabilizar la marcha y al final de la fase enderezar la pierna junto con la extensión de la rodilla e inclinación de la tibia permita la inclinación de la pierna al finalizar el ciclo.

Figura 50

Movimiento de la pierna durante la fase de apoyo



Nota. Tomado de Nogueras, A. M., Calvo, J. L., Orejuela, J., Barbero, F. J., & Sánchez, C. (1999). Fases de la marcha humana. Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología, 44–49.

Descrito ya el movimiento natural de la pierna durante el ciclo de marcha se procede a hacer un análisis de las velocidades y respuestas las cuales el sistema de control se debe adaptar y emular, para esto se recurrió al estudio la marcha enunciado en el artículo “Algoritmo para estimación de ángulo de la rodilla en marcha normal” (Martínez-Solís, y otros, 2016) en el cual se realiza un estudio a nueve personas entre los 24 y 28 años donde se registraron los ángulos de flexión durante la marcha y el tiempo en el cual se daba cada ciclo en un marcha normal, en este se encontró un Angulo de flexión de rodilla máximo de 21.47° con una velocidad angular máxima

de 1.33 seg, con estos valores se pudo establecer la velocidad máxima que debe tener el actuador para cumplir con los requerimientos de la prótesis.

$$\omega_{max} = \frac{21.47^\circ}{1.33 [seg]} * \frac{1 [rev]}{360^\circ} = 0.04484 \left[\frac{rev}{seg} \right]$$

$$v_{tangencial} = 2 * \pi * r * 0.04484 \left[\frac{rev}{seg} \right]$$

$$v_{tangencial} = 2 * \pi * 0.03233 * 0.04484 \left[\frac{rev}{seg} \right] = 0.0091 \left[\frac{m}{seg} \right]$$

$$v_{tangencial} = 9.1 \left[\frac{mm}{seg} \right]$$

Se determinó una velocidad angular máxima durante la marcha de 2.69 RPM tomando tiempos y ángulos de flexión presentes en la fase de oscilación y en la fase de apoyo de una marcha normal de 9.1 mm/s.

Tomando los valores previos enunciados y el movimiento descrito de cada una de las fases del ciclo de marcha normal se tienen la base de las funciones que debe proveer el sistema de control a la prótesis, con ello y las necesidades y las constantes de diseño previamente enunciadas se puede empezar un proceso previo de diseño y selección de alternativas viables para el cumplimiento de estos requisitos.

4.2.2.2. Diseño de alternativas: Para el diseño de alternativas del sistema de control se partió del diseño estructural diseñado para la acción lineal de un actuador, en base a esto se propusieron diferentes alternativas para mediante las cuales se podría dar la transmisión de potencia a la flexión de la rodilla durante el ciclo de marcha de la prótesis, para este diseño de

alternativas solo se tomara en cuenta una única ronda a diferencia del proceso de alternativas del sistema estructural.

Alternativa A:

Actuador lineal:

Figura 51

Alternativa A de transmisión de potencia



Nota. Tomado de Ejercer grandes fuerzas con actuador lineal y arduino. (2016). Luis Lamas.

<https://www.luisllamas.es/arduino-actuador-lineal/>

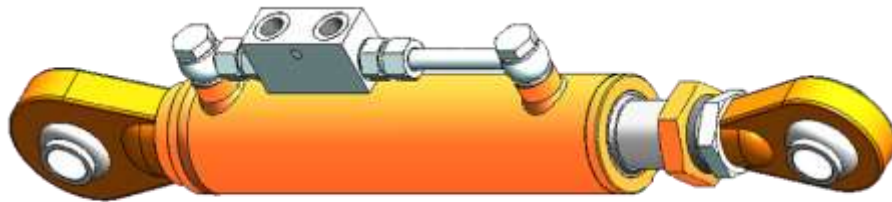
Descripción: estando conformados por un motor de corriente continua y un vástago accionado por un tornillo sin fin, este actuador es bastante común en la industria debido a su precisión y alta variedad de longitudes y capacidades, su diseño integrado y compacto lo hace una alternativa de fácil implementación, sin embargo este tipo de actuadores encuentran su falla en la velocidad debido a que aunque soportan grandes cantidades de carga no pueden proveer velocidades elevadas.

Alternativa B:

Actuador hidráulico:

Figura 52

Alternativa B de transmisión de potencia



Nota. Tomado de CICROSA HIDRAULICA. (s. f.). <https://www.cicrosa.com/index.php/productos/cilindros-hidraulicos/cilindros-hidraulicos-estandar-especiales/>

Descripción: compuesto por un cilindro cerrado que contiene un pistón que realiza la acción lineal mediante el diferencial de presión entre dos cámaras a lado y lado de las caras del pistón, este tipo de actuadores hidráulicos realizan la acción de control mediante la aplicación de válvulas de control que regulan la presión y posición del vástago del pistón, son ampliamente en la industria gracias a su alta capacidad de carga sin embargo no suelen ser de acción rápida y su montaje y equipamiento voluminoso puede resultar un problema al momento de la implementación de este sistema

Alternativa C:

Actuador neumático

Figura 53

Alternativa C de transmisión de potencia



Nota. Tomado de Actuador neumático lineal. (s. f.). Actuadores lineales y rotativos.

<https://sites.google.com/a/cetys.edu.mx/jr2industrial/unidades-de-aprendizaje/unidad-ii?tmpl=%2Fsystem%2Fapp%2Ftemplates%2Fprint%2F&showPrintDialog=1>

Descripción: un actuador neumático está compuesto por un cilindro cerrado con un pistón en su interior que desliza transmitiendo su movimiento hacia el exterior mediante un vástago, los cilindros o actuadores neumáticos usan el control de posición mediante la aplicación de válvulas reguladoras que administran la presión y el paso de fluido a través de las cámaras del cilindro, lo que suele generar un equipamiento y montaje voluminoso, este actuador es usado en aplicaciones que no requieren una carga considerable pero si una velocidad alta de actuación, su precisión es baja debido al fluido altamente compresible en su interior.

Tabla 19*Matriz PUGH de selección de actuador*

Criterios	Alternativas		
	alternativa A	Alternativa B	Alternativa C
precisión	1	0	-1
Costo	0	-1	-1
Capacidad	-1	1	0
Durabilidad	0	1	1
Peso	1	-1	0
Volumen	0	-1	-1
Control	1	1	0
Mantenimiento	1	-1	0
Total positivos	4	3	1
Total negativos	1	4	3

De la matriz anterior se pudo observar una amplia ventaja del sistema de actuador lineal eléctrico o alternativa A sobre los sistemas de actuador hidráulico y neumático siendo más versátil en cuanto a la aplicación y regulación de la acción de control sin perder adaptabilidad en cuestiones de volumen y peso de esta manera obtuvo la mayor cantidad de puntos positivos y la menor cantidad de negativos.

4.2.2.3. Modelos de madurez de la tecnología (TRL): Como se mencionó en el plan este proyecto busca la economía en todo proceso diseño por lo que se buscara siempre realizar los diseños y componentes de la prótesis con una manufactura sencilla o estandarizada, por lo cual no se consideraran modelos de madurez para el desarrollo del proceso de diseño.

4.2.2.4. Despliegue de la función de calidad (QFD): Debido a que no se tiene conocimiento del software y hardware aplicado en las prótesis presentes en el mercado es el despliegue de la función de calidad (QFD) no se puede realizar enfocado al sistema de control de la prótesis.

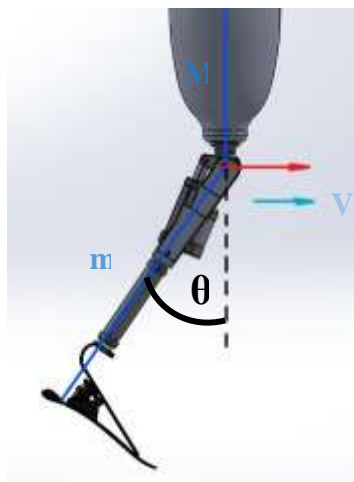
4.2.3. Fase B: Parámetros del diseño

En esta fase se realizó el modelamiento de la marcha y desarrollo de las ecuaciones y programación necesaria que requerirá el sistema de control para administrar y regular la marcha, así como los criterios necesarios para seleccionar cada uno de los componentes electrónicos que compondrá el sistema.

4.2.3.1. Análisis de parámetros: Para el inicio del desarrollo del modelo matemático de la prótesis se definió la posición de cada uno de los componentes de esta en el espacio, tomando en cuenta que se decidió escoger el modelo dinámico de acción grúa-puente para determinar el movimiento de la prótesis.

Figura 54

Modelo dinámico de péndulo invertido



4.2.3.1.1. Modelo dinámico.

Posición del pie durante la marcha:

$$p_x = x - l * \sin(\theta)$$

$$p_y = -l * \cos(\theta)$$

Velocidad durante la marcha:

$$\dot{p}_x = \dot{x} - l * \dot{\theta} * \cos(\theta)$$

$$\dot{p}_y = l * \dot{\theta} * \sin(\theta)$$

Magnitud de la velocidad:

$$\bar{V} = \sqrt{(\dot{p}_x)^2 + (\dot{p}_y)^2}$$

$$\bar{V} = \sqrt{(\dot{x} - l * \dot{\theta} * \cos(\theta))^2 + (l * \dot{\theta} * \sin(\theta))^2}$$

$$\bar{V} = \sqrt{(\dot{x})^2 - 2 * l * \dot{\theta} * \dot{x} * \cos(\theta) + l^2 * \dot{\theta}^2 * \cos^2(\theta) + l^2 * \dot{\theta}^2 * \sin^2(\theta)}$$

$$\bar{V} = \sqrt{(\dot{x})^2 - 2 * l * \dot{\theta} * \dot{x} * \cos(\theta) + l^2 * \dot{\theta}^2} \quad (3)$$

Teniendo definidas tanto las posiciones como las velocidades en cada eje coordinado procedemos a hacer el análisis por energías para determinar la acción del modelo presente a las condiciones físicas del movimiento.

Modelamiento del movimiento por energías:

Energía Cinética de la pierna:

$$E_{cppierna} = \frac{1}{2} * m * \bar{V}^2 + \frac{1}{2} * I * \dot{\theta}^2 \quad (4)$$

Reemplazando (3) en (4) tenemos:

$$E_{cppierna} = \frac{1}{2} * m * ((\dot{x})^2 - 2 * l * \dot{\theta} * \dot{x} * \cos(\theta) + l^2 * \dot{\theta}^2) + \frac{1}{2} * I * \dot{\theta}^2$$

Energía cinética de la ante pierna:

$$E_{cp_{antep}} = \frac{1}{2} * M * \dot{x}^2$$

Energía cinética total:

$$E_{ct} = \frac{1}{2} * M * \dot{x}^2 + \frac{1}{2} * m * ((\dot{x}) - 2 * l * \dot{\theta} * \dot{x} * \cos(\theta) + l^2 * \dot{\theta}^2) + \frac{1}{2} * I * \dot{\theta}^2$$

Energía potencial:

$$E_p = m * g * h$$

$$E_p = m * g * p_y$$

$$E_p = -m * g * l * \cos(\theta)$$

Desarrollo del Lagangiano para modelos dinámicos complejos:

$$L = E_{cp} - E_p$$

$$L = \frac{1}{2} * M * \dot{x}^2 + \frac{1}{2} * m * ((\dot{x}) - 2 * l * \dot{\theta} * \dot{x} * \cos(\theta) + l^2 * \dot{\theta}^2) + \frac{1}{2} * I * \dot{\theta}^2 + m * g * l * \cos(\theta)$$

Se aplica el teorema de Euler Lagrange para su aplicación en el sistema de control:

Para el movimiento en x:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{x}} \right) - \left(\frac{\partial L}{\partial x} \right) = U$$

Desarrollando cada término tenemos:

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{x}} = (M + m) * \dot{x} - \dot{m} * l * \dot{\theta} * \cos(\theta)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{x}} \right) = (M + m) * \ddot{x} - (m * l * \ddot{\theta} * \cos(\theta)) + (m * l * \dot{\theta}^2 * \sin(\theta))$$

$$\left(\frac{\partial L}{\partial x} \right) = 0$$

Reemplazando en el teorema de Euler lagrange:

$$(M + m) * \ddot{x} - (m * l * \ddot{\theta} * \cos(\theta)) + (m * l * \dot{\theta}^2 * \sin(\theta)) = U$$

Para el movimiento en θ :

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \left(\frac{\partial L}{\partial \theta} \right) = 0$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} = -m * l * \dot{x} * \cos(\theta) + m * l^2 * \dot{\theta} + I * \dot{\theta}$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) = m * l^2 * \ddot{\theta} + I * \ddot{\theta} - m * l * \ddot{x} * \cos(\theta) + m * l * \dot{\theta} * \dot{x} * \sin(\theta)$$

$$\left(\frac{\partial L}{\partial \theta} \right) = m * l * \dot{\theta} * \dot{x} * \sin(\theta) - m * g * l * \sin(\theta)$$

Reemplazando en el teorema de Euler lagrange:

$$(m * l^2 + I) * \ddot{\theta} - m * l * \ddot{x} * \cos(\theta) + m * g * l * \sin(\theta) = 0$$

Ecuaciones de movimiento del sistema:

X:

$$(M + m) * \ddot{x} - (m * l * \ddot{\theta} * \cos(\theta)) + (m * l * \dot{\theta}^2 * \sin(\theta)) + b * \dot{x} = U$$

Θ :

$$(m * l^2 + I) * \ddot{\theta} - m * l * \ddot{x} * \cos(\theta) + m * g * l * \sin(\theta) = 0$$

Función de transferencia:

$$H(s) = \frac{Y(s)}{U(s)}$$

Para la función x:

$$L\{(M + m) * \ddot{x}\} - L\{(m * l * \ddot{\theta} * \cos(\theta))\} + L\{(m * l * \dot{\theta}^2 * \sin(\theta))\} = L\{U\}$$

Linealizando entorno a $\theta = 0$ tenemos las siguientes aproximaciones:

$$\cos(\theta) = 1 ; \sin(0) = \theta ; \theta = 0 ; \dot{\theta} = 0$$

Resolviendo:

$$(M + m) * S^2 * X(S) - m * l * S^2 * \Phi(S) + b * S * X(S) = U(S) \quad (5)$$

Para la función θ :

$$L\{(m * l^2 + I) * \ddot{\theta}\} - L\{m * l * \ddot{x} * \cos(\theta)\} + L\{m * g * l * \sin(\theta)\} = 0$$

Linealizando de nuevo entorno a $\theta = 0$ tenemos las siguientes aproximaciones:

$$\cos(\theta) = 1 ; \sin(0) = \theta ; \theta = 0 ; \dot{\theta} = 0$$

Resolviendo:

$$(m * l^2 + I) * S^2 * \Phi(S) - m * l * S^2 * X(S) - m * g * l * \Phi(S) = 0$$

Despejando X(S) como función de la salida del sistema $\Phi(s)$:

$$X(S) = \frac{[(m * l^2 + I) * S^2 - m * g * l] * \Phi(S)}{m * l * S^2} \quad (6)$$

Reemplazando (6) a (5):

$$\begin{aligned} [(M + m) * S^2 + b * S] * \left(\frac{[(m * l^2 + I) * S^2 - m * g * l] * \Phi(S)}{m * l * S^2} \right) - m * l * S^2 * \Phi(S) \\ = U(S) \end{aligned}$$

Despejando la función para hallar la función de transferencia tenemos:

$$\frac{\Phi(S)}{U(S)} = \frac{m * l * S^2}{[(M + m) * S^2 + b * S] * [(m * l^2 + I) * S^2 - m * g * l] - m^2 * l^2 * S^4}$$

Desarrollando el denominador:

$$\frac{\Phi(S)}{U(S)} = \frac{m * l * S^2}{S^4 + \frac{b * (m * l^2 + I)}{K} * S^3 - \frac{(M + m) * m * g * l}{K} * S^2 - \frac{b * m * g * l}{K} * S}$$

Donde:

$$K = (M + m) * (m * l^2 + I) - (m * l)^2$$

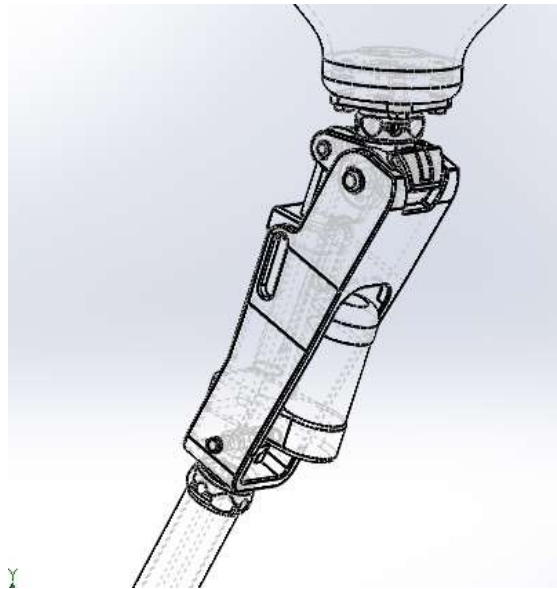
Mediante el anterior modelo se regulara el balanceo de la prótesis durante el desarrollo de la marcha teniendo como variables de entrada la velocidad lineal de la rodilla durante la marcha y el ángulo de flexión en el cual se encuentra.

4.2.3.1.2. *Procesamiento de señales y modelo de control electrónico.*

El desarrollo del controlador electrónico se fundamenta a partir de los estudios previamente realizados que definen el sistema mecánico y parámetros necesarios que permitirán realizar comparativa entre referencias de componentes eléctricos y estudiar características especiales que puedan aportar al prototipo. De igual manera de acuerdo al tipo de medición de variables físico-mecánicas que hacen parte del control a lazo cerrado, se evalúan las características y métodos de medición de diversos sensores. Finalmente se analiza los requerimientos necesarios para definir la unidad central de procesamiento, así como el estudio de potencia.

Figura 55

Modelo de prótesis a controlar



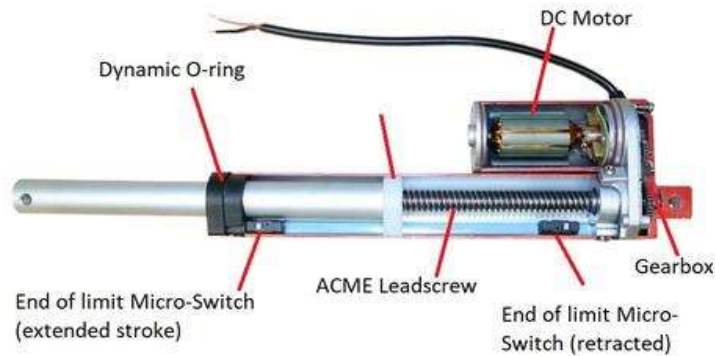
Sistema del actuador:

Al evaluar el tipo de movimiento que debe realizar la prótesis y luego del análisis ya mostrado en el cual se evaluaron los factores de fuerza, dimensiones y velocidad, se seleccionó el actuador lineal eléctrico como elemento de conducción de potencia del sistema eléctrico. Los actuadores lineales eléctricos se caracterizan por transmitir un movimiento lineal mediante una

varilla o rosca sin fin tipo ACME a partir del movimiento rotatorio provisto por un motor de corriente continua y una relación de engranajes que definen su capacidad de carga (Newton) y la velocidad de desplazamiento lineal (mm/seg)

Figura 56

Componentes de un actuador lineal



Nota. Tomado de Firgelli. (s. f.). Linear Actuators - TV Lifts - Drawer Slides - FIRGELLI. Firgelli Automations.

<https://www.firgelliauto.com/>

El actuador lineal está compuesto por finales de carrera eléctricos que definen la extensión de este, brindando la seguridad no asistida de que el motor dejara de funcionar al llegar a un final de carrera independientemente de si sigue energizado, es de destacar que en algunos modelos se incorpora una limitante por fuerza y un sistema de posicionamiento por encoder magnético u óptico mediante sensores de efecto de campo “Hall” o infrarrojos respectivamente.

Como criterio de selección, se tuvo en cuenta el cálculo estimado de fuerza y velocidad máxima de operación durante la marcha, en las cuales se determinó previamente que el actuador durante la marcha debe soportar unas cargas máximas de 469.1 N y moverse a una velocidad máxima de 9.1 mm/seg, con esto en cuenta se seleccionó la gama de actuadores DSZY1-Encoder de la empresa Drive-System Europe Ltd con una relación de engranaje de 1:20 que otorga una

velocidad constante hasta los 500 N mediante un suministro de corriente de 2.5 A (12V) o 1.25 A (24V).

Figura 57

Grafica característica del actuador lineal



Nota. Tomado de Data-Sheet - DSZY1-encoder (HS) - Drive-System Europe - PDF Catalogs | Technical Documentation | Brochure. (s. f.). Direct Industry. Recuperado 2020, de <https://pdf.directindustry.com/pdf/drive-system-europe/data-sheet-dszy1-encoder-hs/70748-685174.html#open1815290>

Teniendo en cuenta lo mencionado anteriormente y de acuerdo a la gráfica característica del actuador de determino el actuador con referencia DSZY1-12-20-100-HS2-IP65 del cual también de aprovecharán los sensores de posicionamiento tipo Hall, su grado de protección ante la felpicaura de agua y las dimensiones adecuadas para adaptarse estructuralmente a la prótesis con una medida de retracción de 158 mm y una extensión máxima de 208 mm, es importante resaltar que el actuador puede ser modificado internamente para ajustar el límite de carrera con un máximo **de 100 mm.**

Figura 58*Características del actuador*

Model code

DSZY1	-	12	-	10	-	200	-	HS2 - IP65
Type		Voltage		Gear reduction		Stroke		Encoder and protection type
		12V		5		25mm		
		24V		10		50mm		
				20		100mm		
				30		150mm		
				40		200mm		
						250mm		
						300mm		

Nota. Tomado de Data-Sheet - DSZY1-encoder (HS) - Drive-System Europe - PDF Catalogs | Technical Documentation | Brochure. (s. f.). Direct Industry. Recuperado 2020, de <https://pdf.directindustry.com/pdf/drive-system-europe/data-sheet-dszy1-encoder-hs/70748-685174.html#open1815290>

Método de retroalimentación aplicado al control:

Dado que el sistema requiere de información a nivel de percepción de movimiento, posicionamiento, aceleración y entorno, a continuación, se describe la forma en la que se adquiere los datos esenciales que permitirán el correcto comportamiento de la prótesis.

- *Sistema de percepción de movimiento*

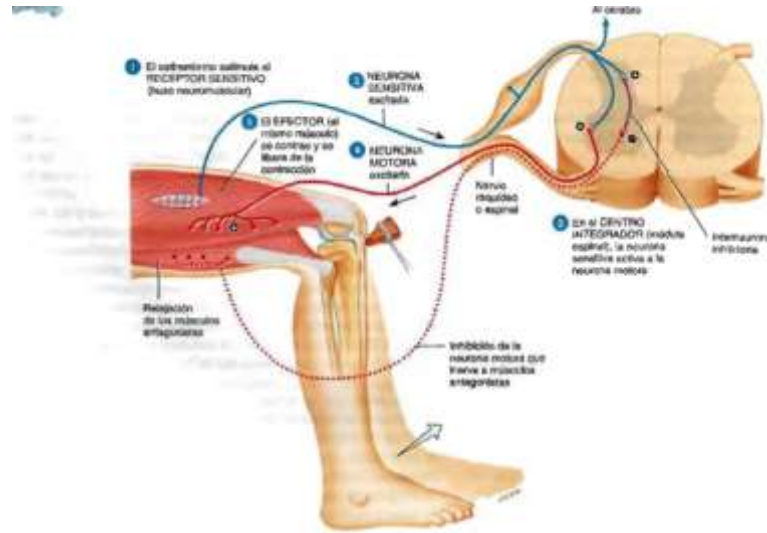
Dada las características de la prótesis, es necesaria la interpretación de las órdenes naturales del usuario con el fin de identificar su intención de realización de movimiento, para ello es indispensable la implementación de un sistema de reconocimiento gestual basado en EMG (electromiografía) que para el presente diseño no se contempla su desarrollo.

En términos médicos la EMG constituye un procedimiento empleado normalmente como método de diagnóstico para evaluar músculos y sus correspondientes neuronas motoras a fin de revelar disfunciones nerviosas o musculares. Las neuronas se encargan de transmitir los impulsos eléctricos que hacen que los músculos se contraigan, por lo tanto, mediante la identificación

correcta de los impulsos eléctricos es posible la integración hombre-máquina bajo condiciones idóneas dado que puede existir la posibilidad de que el usuario pueda presentar patologías especiales que podrían conllevar a un funcionamiento inadecuado de la prótesis.

Figura 59

Distribución de momentos



Nota. Tomado de Sala, P. (2017). Fisiología-del-ejercicio-funciones-y-propiedades-del-sistema-muscular-1.

Paloma Sala. <https://palomasala.com/fisiologia-del-ejercicio-funciones-y-propiedades-del-sistema-muscular/fisiologia-del-ejercicio-funciones-y-propiedades-del-sistema-muscular-1/>

Existen diversos dispositivos que permiten la captación de señales nerviosas y a su vez diversos métodos de captura dependiendo de la complejidad de la aplicación como los son los dispositivos tipo diadema, que permiten una captación amplia del sistema nervioso al situarse sobre la cabeza y por otra parte se encuentran los de mediana complejidad, los cuales se ubican en áreas musculares determinadas.

Figura 60*Dispositivo EMG*

Nota. Tomado de Staff, Y. E. (2017, 21 marzo). Thalmic Labs Revolutionize Music Creation & Performance With The Myo Armband. Your EDM. <https://www.youredm.com/2015/11/19/thalmic-labs-revolutionize-music-creation-performance-with-the-myo-armband/>

Debido a las características de la prótesis, el método más adecuado para la captación de señales mioeléctricas son aquellos basados en brazaletes como Myo armband de Thalmic Labs o Gforce pro, los cuales emplean electrodos por contacto en la piel mediante un sistema ajustable.

Myo armband es un dispositivo EMG desarrollado por la empresa Thalmic labs que permite interpretar las señales nerviosas a partir de gestos a fin de controlar dispositivos o aplicaciones específicas sin necesidad de uso de cables dado que el mismo está compuesto por un procesador ARM Cortex M4 a 72Mhz/32 bits, conectividad bluetooth BLE 4.0 (nRF51822), IMU (MPU-9150) con DMP (procesador digital de movimiento a bordo), batería de litio, 8 electrodos bipolares secos de grado médico.

Aunque el dispositivo Myo armband fue diseñado para ser utilizado en el brazo y por esa razón cuenta con gestos pre programados para ser reconocidos, sin embargo es posible tomar los datos brutos de los sensores EMG y los del IMU para interpretar gestos específicos sin importar la zona muscular.

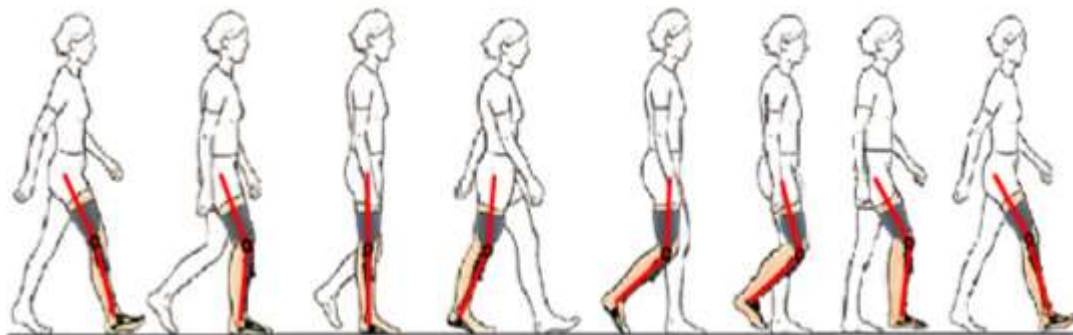
- Sistema de posicionamiento y aceleración

Dado que el sistema requiere de información a nivel de percepción de movimiento, posicionamiento, aceleración y entorno, a continuación, se describe la forma en la que se adquiere los datos esenciales que permitirán el correcto comportamiento de la prótesis.

Aunque el brazalete Myo armband cuenta con un sensor IMU con el cual se pueden tomar los datos de aceleración y posición, este puede destinarse a la medición de aceleración dada su precisión, mientras que el encoder tipo “hall” puede ser aprovechado para medir la posición del actuador que relacionaría la posición angular de la prótesis.

Figura 61

Definición angular entre la tibia y el fémur



Nota. Adaptado de Martínez, F., Ramírez, R., Olmos, A., Rodríguez, J. M., Sánchez, A., & González, B. (2016).

Algoritmo para estimación de ángulo de rodilla en marcha normal: Enfoque a trazado de trayectoria en prótesis transfemorales inteligentes. Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica, 221–233.

Como se puede apreciar, durante la marcha natural humana la diferencia angular entre la tibia y el fémur es de hasta 40 grados en función de la edad y el ciclo de la marcha, mientras que al momento de sentarse llega a ser de 90 grados.

El MPU-9250 incorporado en el Myo armband contiene en un mismo integrado una IMU MPU-6050, conformado por un acelerómetro de 3DOF y un giroscopio de 3DOF, y un magnetómetro AK8975 de 3DOF y un procesador digital de movimiento (DMP Digital Motion Processor) el cual ejecuta complejos algoritmos de MotionFusion para combinar las mediciones de los sensores internos, evitando tener que realizar los filtros de forma exterior.

- *Sistema de percepción de entorno*

Considerando que el diseño de la prótesis consta de un único actuador y un sistema pie runner en reemplazo de la articulación de tobillo, es necesaria la detección de la pisada a fin de regular la actuación del sistema mecánico y así evitar inestabilidad por el terreno, a este proceso también se le denomina control de torque de rodilla.

Figura 62

Elementos de acción mecánica de la prótesis

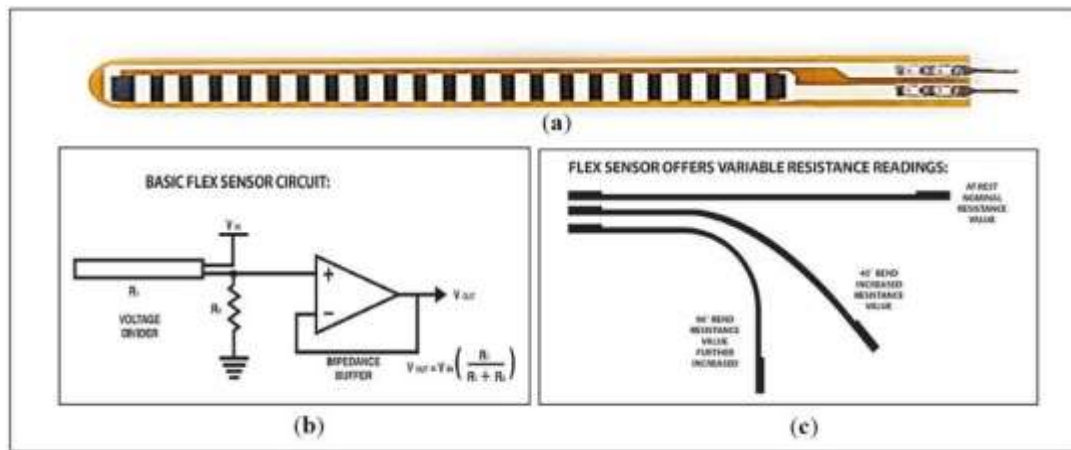


Aprovechando las características de flexibilidad del pie runner, se puede incorporar un sensor de flexión a fin de detectar y aplicar control adicional al actuador. Dicho sensor de flexión proporciona una resistividad variable mediante pequeños divisores resistivos en función al radio

de curvatura del material deformado (generalmente de máximo 90 grados), a nivel de circuito es necesario emplear un resistor adecuado al valor resistivo del sensor en configuración de divisor de tensión dado que se trata de un elemento pasivo.

Figura 63

Descripción del sensor de flexión



Nota. A) aspecto físico del flexisen. B) Circuito básico de adquisición. C) Equivalencia resistivas en función del ángulo de flexión. Tomado de Ahmed, M. A., Zaidan, B. B., Zaidan, A. A., Salih, M. M., & Lakulu, M. M. B. (2018).

A Review on Systems-Based Sensory Gloves for Sign Language Recognition State of the Art between 2007 and 2017. Sensors, 18(7), 2208. <https://doi.org/10.3390/s18072208>

Componentes electrónicos y de potencia:

- Administración de energía:

Considerando que la prótesis se auto sustenta mediante batería, se debe mantener niveles óptimos de tensión para evitar que la descarga de la batería produzca alteraciones en los parámetros de control a lazo cerrado del sistema, para contrarrestar este efecto se debe implementar una fuente de energía de mayor tensión a la nominal o de trabajo y posteriormente se regula mediante

reguladores conmutados o conversores DC/DC step-down tanto para la etapa lógica como de potencia.

Figura 64

Convertidores DC/DC step-Down 12 A y 3 A



Nota. Tomado de Convertidor Voltaje DC-DC Step-Down 3A LM2596. (s. f.). Naylamp Mechatronics - Perú.

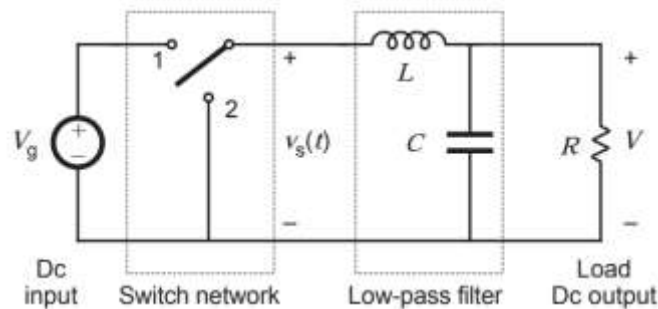
Recuperado 2020, de <https://naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/196-convertidor-voltaje-dc-dc-step-down-3a-lm2596.html>

Para el caso de la etapa de alimentación del driver de potencia se requiere un convertidor DC/DC de 12A 100W módulo basado en el XL4016, esto teniendo en cuenta que la corriente continua del actuador será mínima de 2.5A y picos de corriente aproximada de 10A, en cuanto a la etapa lógica se puede implementar un módulo de mediana potencia como es el caso del LM2596 el cual puede manejar una corriente máxima de 3A.

La entrada a un convertidor DC/DC es un voltaje DC no regulado (V_g). Produciéndose una tensión de salida regulado (V), con una magnitud (y posiblemente polaridad) que difiere de V_g . Luego, un convertidor DC/DC reduce el voltaje a los 12, 5V, 3,3 V regulados requeridos por el procesador y demás componentes. En todo sistema de potencia vamos a necesitar una alta eficiencia la cual casi nunca va a llegar al 100% en la mayoría de los convertidores DC/DC, esto se debe a diversos factores, aunque normalmente encontramos un rango de 75% a 95% para la mayoría de convertidores.

Figura 65

Modelo eléctrico de un convertidor DC/DC tipo Buck



Nota. Tomado de Uso de convertidores DC/DC tipo step-down – Publys. (2019, 1 octubre). Publis.

<https://publys.cl/2019/10/01/uso-de-convertidores-dc-dc-tipo-step-down/>

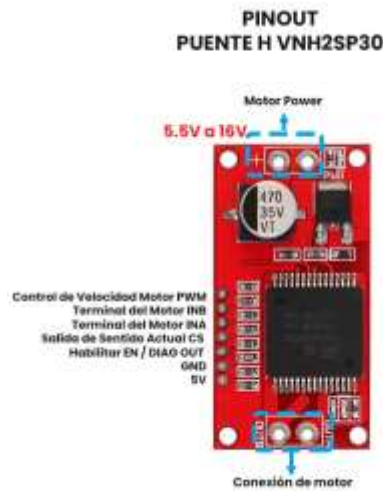
Esta regulación de energía es posible gracias al uso de circuitos de modo conmutado, o chopper, cuyos elementos disipan una potencia insignificante. La modulación de ancho de pulso (PWM) permite el control y la regulación del voltaje de salida total.

- Driver de controlador de actuador:

Considerando las características eléctricas del actuador (12V 2.5A) y manteniendo un margen seguro de operación eficiente, se debe implementar drivers basados en tecnología FET dada su alta eficacia en términos de transmisión de potencia, para ello se puede utilizar el modulo basado en el driver VNH2SP30 el cual soporta una tensión de entrada para motor de 16V, lógico de 3.3V-5V, corriente máxima pico de 30A nominal continua de 14A y una frecuencia máxima de control PWM de 20Khz.

Figura 66

Driver VNH2SP30 para un motor DC



Nota. Tomado de UNIT Electronics. (2021b, mayo 18). VNH2SP30 Controlador Motor DC Puente H 30A.

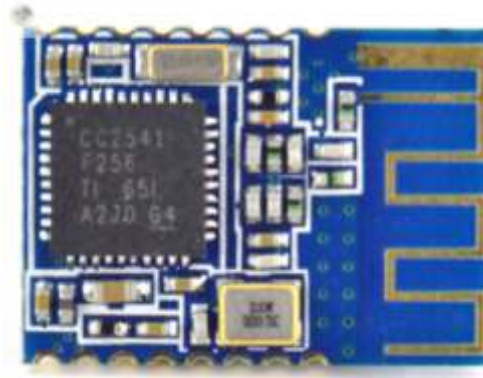
<https://uelectronics.com/producto/vnh2sp30-controlador-motor-dc-puente-h-30a/>

- Comunicación con myo armband:

Debido a que el brazalete de captación gestual EMG cuenta con su propio receptor dongle USB bluetooth para comunicarse con un PC, es necesario el uso de un dispositivo bluetooth que interprete la información recibida a fin de no depender de otro dispositivo externo sobre todo por las características del proyecto, para lograr este propósito se debe implementar de igual manera un módulo bluetooth tipo BLE como el JDY-08 al cual se le debe instalar el firmware correspondiente para poder establecer la comunicación con el Myo armband.

Figura 67

Módulo de comunicación bluetooth BLE HM-11



Nota. Tomado de CLF-1000. (s. f.). RobotShop. Recuperado 2020, de <https://www.robotshop.com/es/es/modulo-ble-bluetooth-40-hm-11.html>

- Procesamiento de datos y control:

Debido al complejo sistema de control que debe implementarse por parte del microprocesador se considera pertinente usar un chip que permita ejecutar tareas de manera simultánea en tiempo real, entre diversas placas de desarrollo de este tipo, se encuentra la ARM Arduino Portenta H7 el cual consta de dos procesadores que pueden ejecutar tareas en paralelo e incluso emplear compiladores diferentes en cada uno (Arduino y MicroPython) pero con comunicación común.

Figura 68

Placa de adquisición y desarrollo ARM Arduino Portenta H7



Nota. Tomado de Galicia, C. (2020, 16 enero). Arduino se vuelve pro con la Portenta H7. Hacedores.com | Maker Community. <https://hacedores.com/arduino-pro-portenta-h7/>

La familia Portenta agrega dos conectores de alta densidad de 80 pines en la parte inferior de la placa. Esto garantiza la escalabilidad para una amplia gama de aplicaciones simplemente actualizando su placa Portenta a la que se adapte a sus necesidades.

El conector de programación de la placa es un puerto de conector USB-C multipropósito que también se puede utilizar para alimentar la placa, como un Hub USB, para conectar un monitor DisplayPort o para suministrar energía a dispositivos conectados a OTG.

Especificaciones:

- ✓ Microcontrolador: STM32H747XI dual Cortex-M7 + M4 32 bit ARM MCU de baja potencia
- ✓ Módulo de radio: Murata 1DX dual WiFi 802.11b/g/n 65 Mbps y Bluetooth 5.1 BR/EDR/LE
- ✓ Elemento seguro (predeterminado): NXP SE0502
- ✓ Fuente de alimentación de la placa (USB/VIN): 5 V
- ✓ Batería admitida: Celda simple Li-Po, 3.7 V, 700 mAh mínimo
- ✓ Voltaje de operación del circuito: 3,3 V
- ✓ Consumo de corriente: 2,95 μ A en modo de espera
- ✓ Conector de pantalla: host MIPI DSI y MIPI D-PHY
- ✓ GPU: Acelerador de hardware gráfico Chrom-ART
- ✓ Temporizadores: 22 x temporizadores y watchdogs
- ✓ UART: 4 x puertos (2 con control de flujo)
- ✓ Ethernet PHY: 10/100 Mbps
- ✓ Interfaz de cámara: 8 bits, hasta 80 MHz
- ✓ Tarjeta SD: interfaz para conector de tarjeta SD
- ✓ Temperatura de operación: -40 a +85 °C
- ✓ Headers MKR: use cualquiera de los shields MKR industriales existentes
- ✓ Conectores de alta densidad: dos conectores de 80 pines expondrán todos los periféricos de la placa a otros dispositivos
- ✓ ADC: 3 x ADC con 16 bits máx. resolución
- ✓ DAC: 2 x DAC de 12 bits (1 MHz)
- ✓ USB-C: host/dispositivo, salida DisplayPort, velocidad alta/completa, suministro de energía
- Batería

Para el suministro de energía del sistema se seleccionó una batería Hrb 3300 Mah 148 V Lipo Rc 35 C 4s, esta deberá suministrar de energía al actuador y proporcionarle a su motor eléctrico la suficiente corriente como realizar el movimiento de la prótesis.

Figura 69

Batería Hrb 3300 Mah 148 V Lipo Rc 35 C 4s



Nota. Tomado de Hrb 3300 Mah 148 V Lipo Rc Batería 35 C 4s Con Xt60 Enchufe. (s. f.). Mercado Libre.

Recuperado 2020, de https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-493773073-hrb-3300-mah-148-v-lipo-rc-bateria-35-c-4s-con-xt60-enchufe-_JM

El actuador presenta una corriente pico de 7.5 A, pero para la carga nominal de operación operara sobre los 2.5 A para 12 V de operación, adicionalmente de decidió agregarle un 10% por gastos adicionales de los componentes electrónicos, por otro lado la batería ofrece 3.3 Ah con un voltaje total de 148 V.

$$I_{sistema} = 2.5 [A] + (2.5[A] * 0.1) = 2.75 A$$

$$Hora_{operacion} = \frac{V_{bat} * I_{bat}}{V_{actuador} * I_{sistema}} = \frac{148 [V] * 3.3 [Ah]}{12[V] * 2.75 [A]}$$

$$Hora_{operacion} = 14.8 H$$

$$I_{sistema_{pico}} = 7.5 [A] + (7.5[A] * 0.1) = 8.25 A$$

$$Hora_{operacion} = \frac{V_{bat} * I_{bat}}{V_{actuador} * I_{sistema}} = \frac{148 [V] * 3.3 [Ah]}{12[V] * 8.25 [A]}$$

$$Hora_{operacion} = 5H$$

Con los valores de duración nominales y pico de la duración de la batería, tenemos en cuenta que el actuador no estará en pleno funcionamiento durante la marcha debido en la mitad de esta el actuador se encuentra extendido en reposo durante la fase de apoyo, con esto en mente y tomando el valor arrojado por la corriente pico del actuador, se determina que la batería tendrá una duración estará rondando las 9 horas de uso continuo.

Instalación de firmware de comunicación con Myo armband :

El brazalete de control de gestos Myo armband cuenta con reconocimiento de gestos, seguimiento de movimiento y medición de la actividad muscular. Estos datos son muy útiles en diversas aplicaciones dado que los datos de los sensores y eventos se envían de forma inalámbrica a través de una conexión Bluetooth Low Energy a un dispositivo host y no se requiere un cableado complejo. Especialmente los sistemas integrados pueden beneficiarse de la portabilidad del dispositivo, como la plataforma Arduino. Desafortunadamente, la mayoría del hardware BLE tiene un conjunto de funciones muy limitado, ninguno de los módulos BLE disponibles se pudo conectar directamente al Myo Armband de inmediato.

Por esa razón se dispone del firmware de RedBearLab y una librería personalizada creada por el Alemán Valentin Roland para este dispositivo, que luego proporcionara acceso a los datos de Myo armband y la entrega a otro dispositivo como una placa de desarrollo Arduino por comunicación UART serial. El firmware posibilita exactamente a este propósito. Es un firmware personalizado para el módulo BLE HM-11 o HM-10, que utiliza el sistema Bluetooth LE CC2541 de Texas Instruments en un chip.

Cuando el MyoBridge está conectado a un brazalete de control de gestos Myo, la placa Arduino puede enviar comandos o recibir datos de los sensores del Myo usando la biblioteca MyoBridge. La comunicación entre HM-10 / MyoBridge y Arduino utiliza una simple conexión

en serie de dos cables, mientras que el módulo HM-10 se conecta directamente al Myo Armband via bluetooth.

Requerimientos:

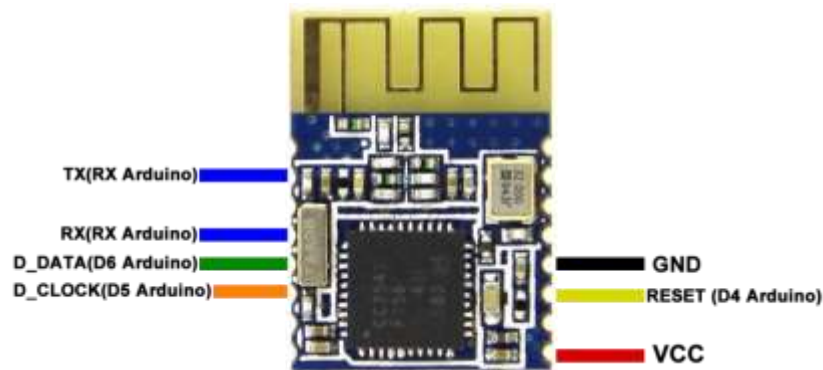
- ✓ Placa de desarrollo Arduino UNO
- ✓ Módulo bluetooth HM-10
- ✓ Firmware MyoBridge
- ✓ Software CCLoader y Arduino IDE

Preparation de hardware:

El HM-10 está acondicionado con 4 pines para VCC, GND, TX y RX, y aunque eso es suficiente para operarlo, es necesario emplear los pines DEBUG_CLOCK (NARANJA), DEBUG_DATA (VERDE) y RESET Pines (AMARILLO) únicamente para flashear el módulo HM-10.

Figura 70

Configuración de conexión entre el módulo HM-10 y Arduino UNO



Nota. Tomado de CLF-1000. (s. f.). RobotShop. Recuperado 2020, de <https://www.robotshop.com/es/es/modulo-ble-bluetooth-40-hm-11.html>

- *flashear el módulo HM-10*

Para actualizar el bluetooth con el firmware, se emplea el software CCLoader desarrollado por RedBearLabs. Para descargar el firmware CCLoader se debe acceder al siguiente repositorio:

Firmware: <https://github.com/RedBearLab/CCLoader>

Librería: <https://github.com/RaquenaTeam/MyoBridge>

- ✓ Se debe cargar a la placa Arduino UNO el programa CCLoader.ino mediante la IDE Arduino, el programa se halla dentro de la carpeta CCLoader-master, que descargamos con anterioridad.
- ✓ Realizar las conexiones entre la placa Arduino y el HM-10, haciendo uso de los pines declarados dentro del código que hemos cargado a la placa Arduino. Es decir, para este caso Los pines 3.3V (VCC), GND, D6, D5 y D4 de la placa Arduino deben ser conectados a los pines Vcc, GND, 5, 6 y 11 del HM-10 respectivamente.
- ✓ En Windows debe abrir símbolo de sistema y escribir cmd luego el comando cd + ubicación de CcLoader.exe, luego el programa nos indica que debemos ingresar lo siguiente: Dirección del archivo CcLoader.exe - # de puerto COM donde se encuentra conectada la tarjeta Arduino UNO - Dirección del archivo .Bin – 1 en caso de utilizar un Arduino Leonardo o en caso de utilizar cualquier otra placa Arduino aparecerá el nombre correspondiente.

Figura 71

Ejecución de CCLoader desde CMD Windows

```
Microsoft Windows [Versión 10.0.17134.885]
(c) 2018 Microsoft Corporation. Todos los derechos reservados.

C:\Users\Santhy>cd C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\CCLoader-master\CCLoader-master\Windows
C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\CCLoader-master\CCLoader-master\Windows>CCLoader.exe
Copyright (c) 2013 RedBearLab.com
CCLoader.exe version 0.5
Invalid parameters.
Usage: CCLoader.exe <com number> <bin file> <device>
Example: CCLoader.exe 2 abc.bin 0
<device>: 0 -- Default (e.g. UNO)
          1 -- Leonardo
```

Ejecución de CCLoader desde CMD Windows.

- ✓ Posteriormente se escribe el número correspondiente al puerto COM de la placa Arduino UNO + la dirección del archivo MyoBridge_CC2541.bin y el número 1 correspondiente al dispositivo detectado anteriormente.
- ✓ Seguidamente se transmitirán los datos finalizando con un mensaje de carga exitosa

Figura 72

Carga de firmware del módulo MH-10 a través de Arduino UNO

```
C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\CCLoader-master\CCLoader-master\Windows>CCLoader.exe 3 C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\MyoBridge-master\MyoBridge-master\myobridge_firmware\Hex\MyoBridge_CC2541.bin 0

Copyright (c) 2013 RedBearLab.com
CCLoader.exe version 0.5
Comport : COM3
Bin file: C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\MyoBridge-master\MyoBridge-master\myobridge_firmware\Hex\MyoBridge_CC2541.bin
Device : Default (e.g. UNO)

Comport open!
<Baud:115200> <data:8> <parity:none> <stopbit:1> <DTR:off> <RTS:off>

File open!
!!WARNING: File's size isn't the integer multiples of 512 bytes, and
           the last block will be filled in up to 512 bytes with 0xFF!
Block total: 274

Enable transmission...
Request sent already!
/*****/
* If there is no respond last for 3s, please press "Ctrl+C" to exit!
* And pay attention to :
* 1. The connection between computer and Arduino;
* 2. The connection between Arduino and CC2540;
* 3. Whether the device you using is Leonardo or not;
* 4. Other unexpected errors.
/*****/

Waiting for respond from Arduino...

Uploading firmware...

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27
28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51
52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 69 70 71 72 73 74 75
76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 89 90 91 92 93 94 95 96 97 98 99 1
00 101 102 103 104 105 106 107 108 109 110 111 112 113 114 115 116 117 118 119
```

- ✓ Finalmente, para empezar a recibir y enviar datos entre la placa y el brazalete, es necesario des-energizar ambos dispositivos y reconectarlos, a partir de ahora sólo serán necesarios los pines TX y RX del módulo HM-10 y así usarlo con cualquier microcontrolador o placa con comunicación UART (preferiblemente Arduino para aprovecha la librería MyoBridge)

Etapas de control:

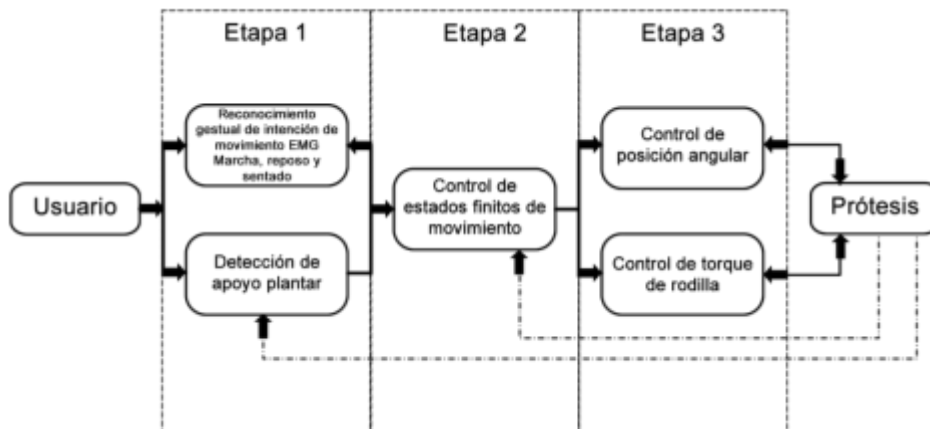
El diseño de la prótesis ha sido planeada para aplicarse a las posturas más relevantes como lo son la sedestación (sentado), bideestación (detenido de pie) y marcha, de estas tras posturas la

marcha es la única en la que se aplica un control activo mientras que para las otras dos sólo se realiza una interpretación gestual seguido de una rutina con control de torque sobre la rodilla.

El control de la prótesis se divide en tres grandes etapas con múltiples retroalimentaciones y procesamiento de datos que permitirán en lo posible aproximarse al comportamiento natural de la pierna humana, para ello será crítico realizar una correcta interpretación de la intención de movimiento de la persona y el apoyo de la prótesis con el suelo en la etapa 1. La etapa 2 corresponde a la técnica de muestreo, interpretación y control finito de acuerdo a los cálculos realizados que permitirán la realización del ciclo de movimiento adecuado. La tercera etapa consta de aquellas operaciones intrínsecas de la prótesis o que se ejecutan en paralelo y que a su vez brindan retroalimentación de datos y que van desde procesos básicos como el monitoreo de las tensiones, medición de esfuerzo del apoyo plantar para realizar el control de torque del actuador sobre la rodilla, el control angular de la pierna a partir de la medición de posición del actuador lineal.

Figura 73

Estructura básica de control de la prótesis



4.2.3.2. Análisis de los modos de falla y efectos (FMEA): Al igual que en el sistema mecánico-estructural se utilizó en análisis de modos de falla y efectos para determinar fallas potenciales partiendo de causas probables que pueden suceder durante su ciclo de vida, y de esta manera se evaluaron las causas basadas en su potencial para generar un fallo y de esta manera poder realizar un plan de acción para prevenirlas.

Para realiza este análisis se usaron los mismos criterios que los presentados en el sistema mecánico-estructural basados en los expuestos en “NASA ESMD Capstone design” en los cuales se evaluaron de 1 a 10 dependiendo de la probabilidad de generar una falla para el sistema.

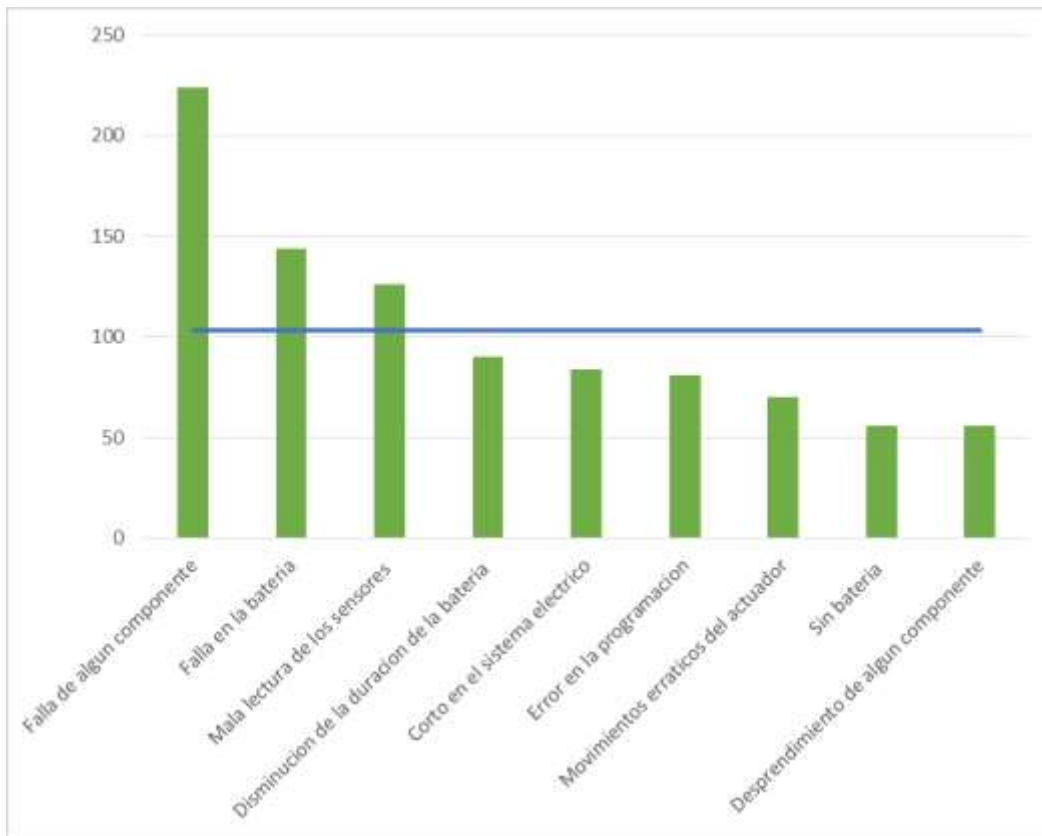
Se evaluaron los criterios de causa, de severidad y de detección, los cuales ya se presentaron en el análisis de modos de falla y efecto del apartado de diseño mecánico-estructural, a partir de este análisis se calculó el RPN con el fin de determinar cuáles presentaban un riesgo más crítico para el sistema de control y de esta manera presentar un mecanismo de reacción frente a la falla

Tabla 20*Análisis de modos de falla y efectos sistema de control*

Elemento de falla	Modo de falla	efectos de la falla	Causas de la falla	metodo de deteccion de la falla	Criterios			NPR	Acciones a tomar	Responsable
					Causa	Severidad	Deteccion			
Bateria	sin bateria	sin funcionamiento activo	uso mas halla del tiempo establecido	no hay deteccion	7	4	2	56	recargar las baterias	usuario
	falla en la bateria	sin funcionamiento activo	influencia externa que afecta la itegridad de la bateria	inspeccion visual	6	8	3	144	vambio de bateria	usuario
	disminucion de la duracion de la bateria	reduccion de horas de uso	esfueros de fatiga exsesivos	inspeccion visual	3	5	6	90	cambio de bateria	usuario
Sistema electrico	corto en el sistema electrico	falla del sistema de control	exposicion a algun fluido	inspeccion visual	2	7	6	84	ajustar sistema electrico	usuario
	falla de algun componente	falla del sistema de control	influencias esterna que afecta la integridad del sistema	no hay deteccion	4	7	8	224	cambio del componente con fallo	diseñador
	desprendimiento de algun componente	falla del sistema de control	influencias esterna que afecta la integridad del sistema	inspeccion visual	4	7	2	56	cambo del componente faltante	usuario
Software de control	movimientos erraticos del actuador	mal funcionamiento de la protesis	error en los drivers de control del atuador	deteccion visual	1	7	10	70	ajuste del los drivers del actuador	diseñador
	mala lectura de los sensores	mal funcionamiento de la protesis	daño en alguno de los receptores	no hay deteccion	3	6	7	126	reajuste o cambio de los sensores	usuario
	error en la programacion	mal funcionamiento de la protesis	error durante la programacion del sistema de control	no hay deteccion	1	9	9	81	reprogamar el sistema de control	diseñador

Figura 74

Resultados del análisis de modos de falla y efectos sistema de control



Se encontró que la falla de algún componente electrónico, la falla de la batería y una mala lectura de los sensores, por lo cual se debe prevenir al usuario de prevenir golpes o acciones que puedan afectar la infraestructura del sistema de control.

Con los valores obtenidos del análisis de RPN para cada una de las fallas se encontró que el promedio ronda el valor de 103.4 aproximadamente, adicionalmente se pudo observar que solo 3 fallas sobrepasan este valor promedio, sin embargo estas tres encuentran como causa principal la falla de la integridad del sistema por factores externos.

4.2.3.3. Simulación: Para la simulación del sistema de control de la prótesis se hizo uso del software matlab como herramienta de modelamiento matemático de las ecuaciones de movimiento de la prótesis y de las cuales se nutre el sistema de control para funcionar y regular el paso.

$$(M + m) * \ddot{x} - (m * l * \ddot{\theta} * \cos(\theta)) + (m * l * \dot{\theta}^2 * \sin(\theta)) + b * \dot{x} = U$$

$$(m * l^2 + I) * \ddot{\theta} - m * l * \ddot{x} * \cos(\theta) + m * g * l * \sin(\theta) = 0$$

A partir de estas ecuaciones se plantea una estructura de simulación con ayuda del complemento de matlab Simulink, en este se plantean las dos ecuaciones como partes de un mismo sistema y la variable U, reconocida como la influencia del actuador sobre el sistema, estará compuesta por dos impulsos que darán lugar a los dos principales estados de la marcha.

Para realizar el modelamiento en simulink es importante despejar las variables de mayor orden de cada ecuación, de esta se identifican cuatro espacios de estado debido a la presencia de 2 ecuaciones con un término de orden dos cada una

$$\ddot{x} = -\left(\frac{1}{M + m}\right) * (u(1) + (m * l * u(2) * \cos(u(4))) - (m * l * u(3)^2 * \sin(u(4))) - b * u(5))$$

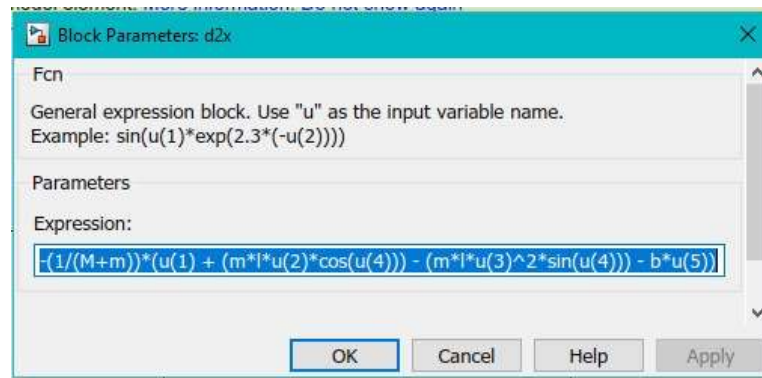
$$\ddot{\theta} = \left(\frac{1}{m * l^2 + I}\right) * ((m * l * u(1) * \cos(u(2))) - (m * g * l * \sin(u(2))))$$

Expresando “u” como el nombre de la variable de entrada.

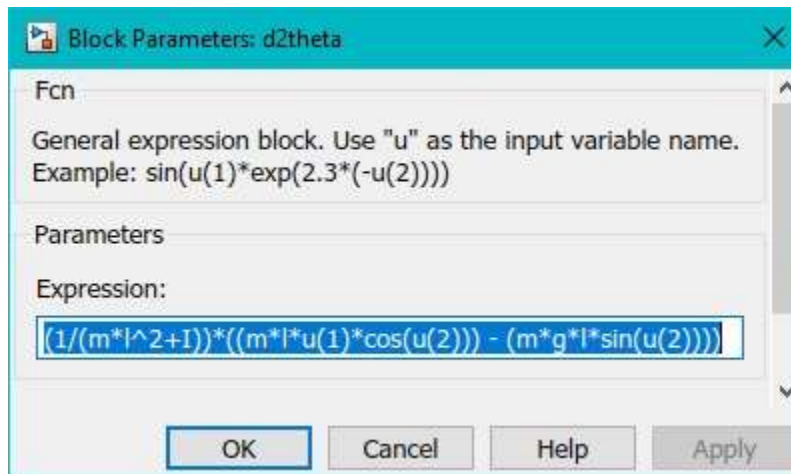
Con las dos variables de mayor orden despejadas se procede a ingresarlas como funciones al diagrama de simulación de simulink:

Figura 75

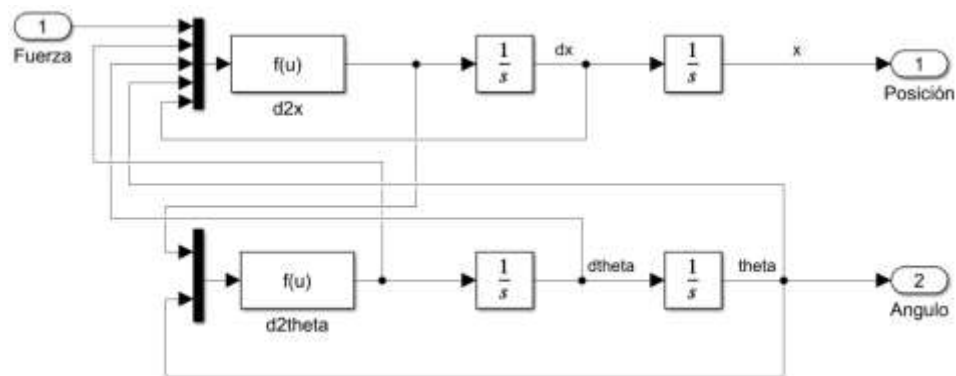
Bloque de función para la posición en X

**Figura 76**

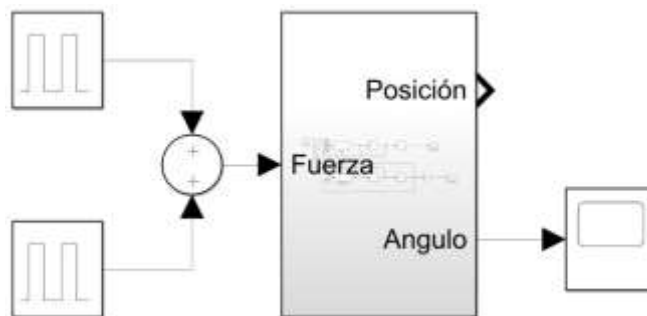
Bloque de función para la posición en θ



Con los bloques de función que definen el movimiento de la prótesis procedo a realizar el diagrama de movimiento del sistema dinámico en simulink.

Figura 77*Ecuaciones de movimiento del sistema*

En la figura 77 se puede observar como al sistema se le excita mediante una fuerza o impulso que lo lleva a actuar, esta como ya se mencionó sería dada por el actuador al momento de iniciar la marcha, dando como resultado los valores consecuentes al modelo dinámico, posición, velocidad y aceleración.

Figura 78*Modelo de simulación del sistema dinámico*

De la anterior simulación se tomaron los valores para un tiempo que ronda los 1.02 segundos lo cual se determinó que en promedio demora un ser humano en completar el ciclo de marcha, para este tiempo se graficó la respuesta del ángulo y se dividió su respuesta en porcentaje para su respectivo análisis.

Figura 79

Respuesta del sistema frente a los impulsos



Como respuesta al impulso se encontró un modelo que se acerca bastante al ideal de una marcha normal humana sin embargo presenta valores negativos en algunos puntos, lo que se le adjudica a la inercia del sistema a seguir en movimiento, sin embargo como se mencionó el actuador será limitado en su carrera para prevenir movimiento erráticos como este por lo cual el modelo se concluye como satisfactorio para definir el control de la prótesis.

4.2.4. Fase C: Optimización de los parámetros de diseño

Para el sistema electrónico la fase C de optimización de parámetros no fue necesaria debido que durante el diseño de software de control como el de hardware se mantuvo siempre en mente la búsqueda de un sistema lo más óptimo y eficiente posible.

4.3. Prótesis transfemoral activa

Para esta sección de realizar una descripción general de la prótesis y su diseño, en este proyecto se desarrolló una prótesis transfemoral capaz de responder a la acciones del usuario y permitirle desenvolverse de manera más natural con el entorno que lo rodea, la prótesis

transfemoral le brinda al usuario la posibilidad de desarrollar una marcha continua guiada por modelos matemáticos que regulan el movimiento de flexión de la rodilla para disminuir el esfuerzo físico y mental que se podría presentar en una prótesis transfemoral pasiva.

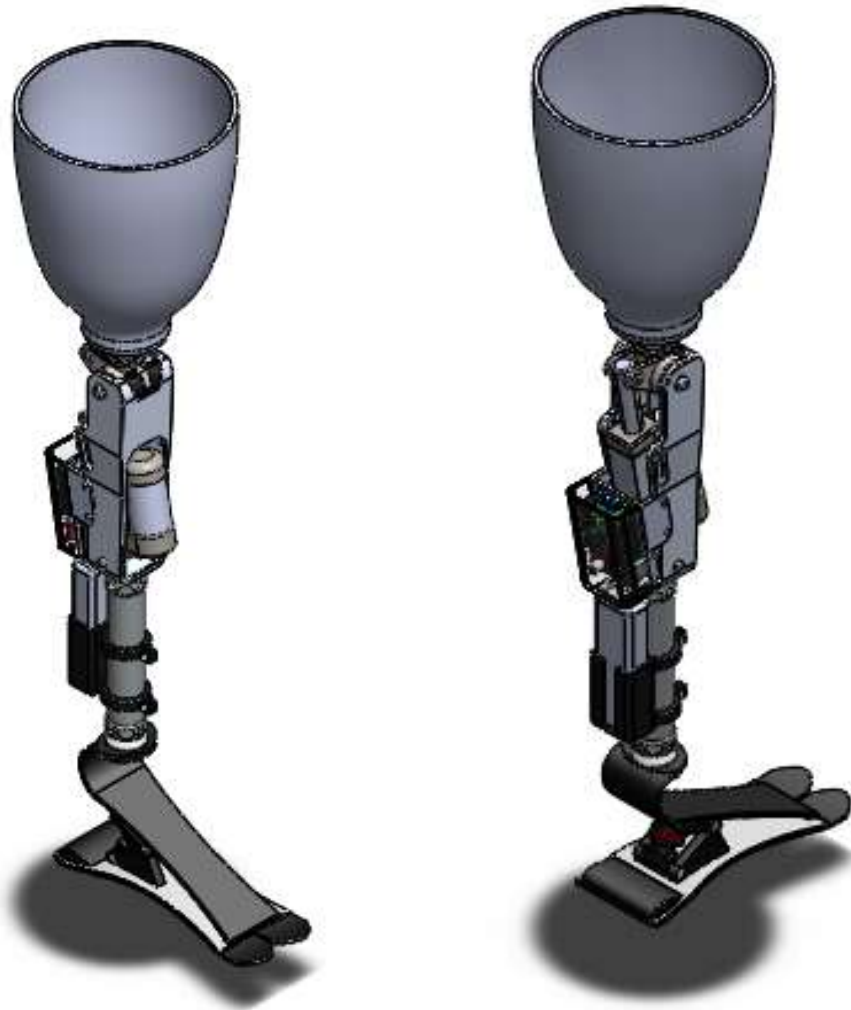
La prótesis está compuesta por dos sistemas, el sistema mecánico-estructural, que se encarga de soportar las cargas y proveer de movimiento a la prótesis, y el sistema de control, encargado de regular el movimiento del sistema mecánico estructural mediante la acción de un actuador lineal.

La articulación de la rodilla está equipada con un actuador lineal de doble efecto que es el encargado de transmitir los datos procesados del micro controlador, he interpretarlos como un movimiento de flexión natural que ayude al usuario a dar el paso durante la marcha, disminuyendo la carga física.

El sistema de control mediante el cual funciona la prótesis está compuesto de sensores presentes en el actuador que permiten saber la posición y el ángulo de flexión de la rodilla , y un sensor biométrico se encarga de registrar la intención de movimiento con el fin de diferenciar el inicio de la marcha o la detención de la misma.

Figura 80

Prótesis transfemoral activa



4.3.1. Especificaciones técnicas:

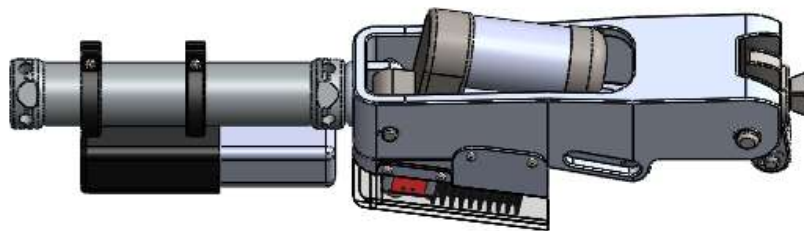
Tabla 21

Propiedades del acero inoxidable ferrítico

Rutina de marcha	Marcha bípeda
Velocidad de marcha [m/seg]	2.5
Altura [mm]	255.5
Ancho [mm]	75
Profundidad [mm]	128.7
Duración de la batería [Horas]	9
Voltaje de operación [V]	12
Peso de la prótesis activa [Kg]	2.2
Peso de la prótesis transfemoral [Kg]	4.3

Figura 81

Prótesis transfemoral activa



4.3.2. Listado de piezas de la prótesis:**Tabla 22***Partes de la prótesis*

ITEM	CANTIDAD	DESCRIPCION
1	1	Estructura
2	1	Eje principal
3	1	Rodilla
4	1	Pasador actuador S
5	1	Pasador inferior
6	1	Actuador lineal
7	1	Protector
8	2	Tornillo M3x0.5x25
9	2	Anillo de retención 3AM1-12
10	4	Anillo de retención 3AM1-8
11	12	Tuerca M3x0.5
12	2	Rodamiento AFBMA 20.1-18-12-14
		Tornillo M3x0.5x13
13	4	Tornillo M2.5x0.45x6
14	4	Tornillo M3x0.5x8
15		Tornillo M2.5x0.45x8
16	4	Tornillo M2.5x0.45x13
17	4	Tuerca M3x0.45
18	4	Cojinete de desplazamiento PCMF 081005.5 E
19	1	Soporte para electronica
20	1	Convertidor DC/DC steep-Down 12 A
21	1	Driver VNH2SP30
22	1	Módulo de comunicación bluetooth BLE HM-11
23	1	Placa de adquisición y desarrollo ARM Arduino Portenta
24	1	Pie protésico
25	1	Socket
26	1	Adaptador socket-rodilla
27	1	Tibia

5. Costos

En las siguientes tablas se representaran los costos por material y manufactura de cada uno de los componentes de la prótesis así como también los involucrados a la parte electrónica del control, para así encontrar el valor total de la manufactura de la prótesis transfemoral activa.

5.1. Costos de manufactura de piezas estructurales y mecánicas.

Tabla 23

Costos de piezas estructurales y mecánicas

ITEM	DESCRIPCION	CANTIDAD	VALOR C/U	VALOR
1	Estructura	1	\$950,000.00	\$950,000.00
2	Protector contra impacto	1	\$8,000.00	\$8,000.00
3	rodilla de flexión	1	\$550,000.00	\$550,000.00
4	Eje Principal de flexión	1	\$75,000.00	\$75,000.00
5	Pasador superior del actuador	1	\$55,000.00	\$55,000.00
6	Pasador inferior del actuador	1	\$65,000.00	\$65,000.00
7	Tornillo M3x0.5x25	2	\$4,500.00	\$9,000.00
8	Anillo de retención 3AM1-12	2	\$1,000.00	\$2,000.00
9	Anillo de retención 3AM1-8	4	\$1,000.00	\$4,000.00
10	Tuerca M3x0.5	12	\$500.00	\$6,000.00
11	Tornillo M3x0.5x13	2	\$3,000.00	\$6,000.00
12	Rodamiento AFBMA 20.1-18-12-14	2	\$7,000.00	\$14,000.00
13	Tornillo M2.5x0.5x6	4	\$2,500.00	\$10,000.00
14	Tornillo M3x0.5x8	4	\$3,000.00	\$12,000.00
15	Tornillo M2.5x0.45x13	4	\$3,000.00	\$12,000.00
16	Tuerca M2.5x0.25	4	\$4,500.00	\$18,000.00
17	Tornillo M2.5x0.45x8	4	\$3,000.00	\$12,000.00
18	Cojinete de desplazamiento PCMF	4	\$5,000.00	\$20,000.00
19	Soporte para la electrónica	1	\$33,000.00	\$33,000.00
20	Soporte batería	1	\$25,000.00	\$25,000.00
21	tapa para la electrónica	1	\$20,000.00	\$20,000.00
Precio total sistema mecánico estructural				\$1,906,000.00

Costos de implementos electrónicos del sistema de control**Tabla 24***Costos de implementos electrónicos*

ITEM	DESCRIPCION	CANTIDAD	VALOR UNIDAD	VALOR TOTAL
1	Actuador DSZY1-Encoder	1	\$160,000.00	\$160,000.00
2	Myo armband	1	\$720,000.00	\$720,000.00
3	Sensor de flexión	1	\$56,000.00	\$56,000.00
4	Convertidor DC/DC step-Down 12 A	1	\$29,500.00	\$29,500.00
5	Driver VNH2SP30	1	\$30,680.00	\$30,680.00
6	Módulo de comunicación bluetooth BLE HM-11	1	\$22,000.00	\$22,000.00
7	Placa de adquisición y desarrollo ARM Arduino Portenta H7	1	\$360,000.00	\$360,000.00
8	Batería Hrb 3300 Mah 148 V Lipo Rc 35 C 4s	1	\$240,000.00	\$240,000.00
9	Complementos electrónicos	1	\$50,000.00	\$50,000.00
PRECIO TOTAL SISTEMA DE CONTROL				\$1,668,180.00

5.2. Herramientas para en ensamblaje y equipos.

Tabla 25

Costos de implementos herramientas y equipos

ITEM	DESCRIPCION	CANTIDAD	VALOR UNIDAD	VALOR TOTAL
1	Destornillador de estrella	1	\$5,000.00	\$5,000.00
2	martillo	1	\$5,000.00	\$5,000.00
3	alicate fino	1	\$4,500.00	\$4,500.00
4	cautín	1	\$15,000.00	\$15,000.00
5	Multímetro	1	\$5,000.00	\$5,000.00
PRECIO TOTAL DE GASTO POR EQUIPO Y HERRAMIENTAS				\$34,500.00

5.3. Costo total de fabricación de la prótesis transfemoral

Tabla 26

Costos totales de producción de la prótesis transfemoral

ITEM	DESCRIPCION	CANTIDAD	VALOR UNIDAD	VALOR TOTAL
1	Sistema mecánico estructural	1	\$153,000.00	\$1,906,000.00
2	Sistema de control	1	\$1,668,180.00	\$1,668,180.00
3	Herramientas y equipos	1	\$34,500.00	\$34,500.00
COSTO TOTAL DE LA PROTESIS				\$3,608,680.00

6. Conclusiones

El diseño del prototipo de prótesis transfemoral activa le proporciona un movimiento asistido durante la marcha emulando una flexo-extensión de casi 50° , durante este proceso se pudo observar que tanto la estructura como los elementos móviles de la flexión simple de la rodilla no presentan esfuerzos críticos que puedan desembocar en fallas estructurales para la prótesis.

Durante el estudio de la marcha se desarrolló un modelo matemático basado en el modelo dinámico de grúa-puente que mediante la influencia de impulsos o fuerzas responde de manera similar a un modelo de marcha humana sana.

El diseño del prototipo de prótesis transfemoral permite una flexión máxima de hasta 110° para permitir al usuario sentarse en dado caso que lo requiera, sin embargo durante la marcha el actuador regulara su acción hasta los 50° que se estableció como límite de flexión para una caminata natural.

Se diseñó un prototipo de prótesis transfemoral con un peso de dos coma ciento noventa y cinco kilogramos (1.94 Kg) individualmente que al agregarle los componentes adicionales como socket, tibia y pie protésico alcanza los tres coma seiscientos setenta y dos kilogramos (3.672 Kg) y con un precio individual de tres millones seiscientos ocho mil seiscientos ochenta (\$3,608,680.00), un precio bastante accesible teniendo en cuenta que las prótesis transfemorales activas rondan los treinta millones de pesos, esto permite posicionarla como una prótesis activa de bajo costo.

Aunque la prótesis no presenta un sistema de control tan avanzado, como sus símiles en el mercado, su control EMG le permite reconocer las intenciones básicas al caminar y parar lo que permite desarrollar un proceso normal de marcha durante el día.

7. Observaciones

En este proyecto se estableció un proceso de control rudimentario basado en entrada de señales y respuesta sin embargo para futuros proyectos es importante desarrollar más a fondo el procesamiento de señales y las acciones a tomar en base a ellas, debido a que esto marcará una notable mejora en el sistema de control de la prótesis.

De ser necesario es posible aumentar la batería del sistema sin embargo esto aumentaría en gran medida el peso y por consiguiente el modelo dinámico que rige el control, en caso de ser necesario cambiarla se requiere un re establecimiento de parámetros iniciales para las funciones de control de la prótesis.

Para futuros proyectos de investigación se recomienda hacer un énfasis más grande en la programación intrínseca de cada uno de los componentes electrónicos debido a que en el presente proyecto solo se trató de presentar el funcionamiento de cada uno y un esquema general de la electrónica presente.

Debido a que este proyecto solo tomo en cuenta el diseño y simulación de los diferentes sistemas no se tomaron en cuenta diferentes inconvenientes que podrían ocurrir durante la elaboración de la prótesis como retrasos o errores del maquinado, situaciones que en muchas ocasiones pueden incrementar el precio total del diseño.

El modelo dinámico bajo el cual funciona el sistema de control está diseñado para la caminata en terreno plano por lo que no se tomaron en cuenta acciones como subir escaleras o rampas durante el proceso de marcha.

8. Recomendaciones

Se requerirá de un tiempo prueba para que el paciente se adapte a la respuesta del sistema de control de la prótesis, este deberá de proporcionarles a los sensores las señales correctas durante la marcha ya que estas definirán el óptimo desarrollo del sistema de control.

Aunque la prótesis se diseñó con la idea clara de minimizar el mantenimiento que se le deba dar es importante realizar tareas de inspección sobre las superficies debido a que el actuador se encuentra expuesto al medio ambiente.

La prótesis no está impermeabilizada por lo cual no se recomienda la exposición a líquidos o fluidos que pueda afectar la integridad del sistema electrónico y de potencia, en dado caso de suceder se recomienda realizarle la respectiva limpieza.

El sistema de control está diseñado para una marcha de 2.5 m/seg considerándola como la marcha normal humana, no se recomienda utilizar la prótesis para actividades como correr trotar debido a que el modelo dinámico de control no contempla estas actividades

Referencias Bibliográficas

- A, R. L. (16 de Diciembre de 2014). *BLOG ANATOMIA – CADERA Y RODILLA*. Obtenido de Articulación Coxofemoral: <https://anatomiaui1.wordpress.com/2014/12/07/articulacion-coxofemoral/>
- Acebedo Guaura, R. (s.f.). *Lifeder*. Obtenido de Planos Anatómicos y Ejes del Cuerpo Humano: <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>
- Aktham Ahmed, M., Bahaa Zaidan, B., Alaa Zaidan, A., Maher Salih, M., & Modi bin Lakulu, M. (2018). A Review on Systems-Based Sensory Gloves for Sign Language Recognition State of the Art between 2007 and 2017. *Sensors*, 18.
- Alzate Delgado, J. C., Bravo Rodriguez, C. M., & Escobar Paez, I. C. (2015). *Diseño y Construcción de una Prótesis Mioelectrónica Transtibial Activa*. Bogota, D.C.
- Alzate Delgado, J. C., Bravo Rodriguez, C. M., & Escobar Paez, I. C. (2015). *Diseño y Construcción de una Prótesis Mioelectrónica Transtibial Activa. (Tesis de Grado)*. Universidad de San Buenaventura, Bogota, D.C.
- Avila Chaurand, R., Prado León, L., & Gonzalez Muñoz, E. L. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana*. Guadalajara.
- Bach. Huaman Valverde, L. R. (2019). *Modelamiento y simulación en una prótesis transfemoral con amortiguamiento en la rodilla del sistema de control por el método de respuesta en frecuencia y método de espacio de respuesta en frecuencia y metodo de espacio de estados. (Tesis de Grado)*. Univerddidad Ricardo Palma, Lima.

- Barrenechea, S. M. (2017). *Diseño Mecánico de una Prótesis Activa Transfemoral. (Tesis de Grado)*. Universidad Católica del Perú, LIMA.
- Caicedo Rodríguez, P. R., Vargas, L. J., Salinas, S. A., & Sierra, W. A. (2017). *Protocolo de Evaluación de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana. Congreso Iberoamericano de Tecnologías para Apoyo a la Discapacidad*. Bogotá.
- Castro Junco, J. O. (2018). *Diseño de una prótesis transfemoral. (Tesis de Grado)*. Fundación Universidad de América, Bogotá.
- Castro Junco, J. O. (2018). *Diseño de una prótesis transfemoral*. Bogotá.
- Castro Valladares, L. D. (2012). *Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla. Revista tecnologica ESPOL*.
- Cicrosa Hidraulica*. (s.f.). Obtenido de <https://www.cicrosa.com/index.php/productos/cilindros-hidraulicos/cilindros-hidraulicos-estandar-especiales/>
- Convertidor Voltaje DC-DC Step-Down 3A LM2596*. (2020). Obtenido de Naylamp Mechatronics: <https://naylampmechatronics.com/>
- Direct Industry*. (2020). Obtenido de <https://pdf.directindustry.com/pdf/drive-system-europe/data-sheet-dszy1-encoder-hs/70748-685174.html#open1815290>
- Farley, C. T., & Ferris, D. P. (1998). *Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action*.
- Firgelli. (s.f.). *Linear Actuators - TV Lifts - Drawer Slides - FIRGELLI*. Obtenido de <https://www.firgelliauto.com/>
- G. Budynas, R., & Nisbett, J. K. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* (Vol. Octava edición). McGraw-Hill Interamericana.

- Gandhi, M. (s.f.). *¿Que es un sistema de control?* Obtenido de Autycom:
<https://www.autycom.com/que-es-un-sistema-de-control/>
- Gomez, L. A. (2015). *Sistema de Control Electronico de una Protesis Transfemoral. (Tesis de Grado)*. Universidad de los Andes, Bogota.
- Gomez, L. A. (2015). *Sistema de Control Electronico de una Protesis Transfemoral*. Bogota.
- Gomez, V. (10 de octubre de 2017). *universidad javeriana cali*. Obtenido de <https://www.javerianacali.edu.co/noticias/investigacion-el-60-de-estas-amputaciones-se-asocian-diabetes-mellitus>
- Gonzalez Diaz, A. F., Guilo Avella, S. A., & Lizarazo Moreno, E. H. (2016). *Diseño y Construcción de un Prototipo Funcional de Prótesis Transfemoral de Bajo Costo. (Tesis de Grado)*. Universidad industrial de Santander, Bucaramanga.
- Hacedores*. (2020). Obtenido de <https://hacedores.com/arduino-pro-portenta-h7/>
- Hamrock, B. (s.f.). *Elementos de maquinas*. Mc Graw-hill.
- Jr Industrial*. (s.f.). Obtenido de <https://sites.google.com/a/cetys.edu.mx/jr2industrial/unidades-de-aprendizaje/unidad-ii?tmpl=%2Fsystem%2Fapp%2Ftemplates%2Fprint%2F&showPrintDialog=1>
- Kadhim, F., Chiad, J., & Takahakh, A. (2018). *Design And Manufacturing Knee Joint for Smart Transfemoral Prosthetic*. Reino Unido: IOP publishing.
- Leonardo Grirard, L. M. (2008). *Diseño y cosntruccion de un prototipo de protesis de rodilla. (Tesis de Grado)*. Universidad de las Americas Puebla, Puebla.
- Llamas, L. (27 de Diciembre de 2016). *Luis Lamas*. Obtenido de <https://www.luisllamas.es/arduino-actuador-lineal/>

- Magazín de la Radio | Talento en Radio*. (12 de diciembre de 2017). Obtenido de <http://fernoticias.com/2017/12/12/en-colombia-gran-numero-de-los-pacientes-amputados-no-han-sido-evaluados-por-un-cirujano-vascular-2/>
- Martínez-Solís, F., Ramírez-Betancour, R., Olmos-López, A., Rodríguez-Lelis, J. M., Claudio-Sánchez, A., & González-Contreras, B. (2016). Algoritmo para estimación de ángulo de rodilla en marcha normal: Enfoque a trazado de trayectoria en prótesis transfemorales inteligentes. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*, 37, 221-233.
- Minsalud. (2018). *Sala situacional de las personas con discapacidad*. Gobierno de Colombia. Obtenido de DANE: <https://www.dane.gov.co/files/censo2005/discapacidad.pdf>
- Muñoz, J. P. (2014). Diseñan Protésis de Bajo Costo en Colombia. *Portafolio*.
- Muñoz, J. P. (2014). Diseñan prótesis de bajo costo en Colombia. *Portafolio*.
- Nogueras, A. M., Calvo Arenillas, J. L., Orejuela Rodríguez, J., Barbero Iglesias, F. J., & Sánchez Sánchez, C. (1999). Fases de la marcha humana. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 44-49.
- OMS. (2017). *OMS*. Obtenido de OMS: https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/es/
- ÖSSUR soluciones protésicas. (2016). *Catalogo de protésica de ÖSSUR*. Obtenido de <https://www.ossur.com/es-es/recursos-profesionales/catalogo-protésica-y-otros-recursos-ottobock>. (2020).
- P. S. (19 de Septiembre de 2017). *Paloma Sala*. Obtenido de <https://palomasala.com/fisiologia-del-ejercicio-funciones-y-propiedades-del-sistema-muscular/fisiologia-del-ejercicio-funciones-y-propiedades-del-sistema-muscular-1/>
- Peroni, L. A. (2002). Las Relaciones Entre las Inestabilidades del Apoyo Plantar y las Alteraciones de la Biomecánica de la Rodilla. (*Tesis de Grado*). Universidad de Córdoba, España.

Protesica Colombia. (25 de enero de 2018). *Protesica*. Obtenido de ¿Cuales son los componentes que integran una protesis ortopedica?: <http://protesica.com.co/cuales-los-componentes-integran-una-protesis-ortopedica/>

Roberto, J. L. (2012). Studio Articular del Miembro Inferior Durante la Marcha. *Revista Española de Podología*.

RobotShop. (2020). Obtenido de <https://www.robotshop.com/es/es/modulo-ble-bluetooth-40-hm-11.html>

S.A.S, P. (s.f.). *Catalogo de salud*. Obtenido de Protesis ortopedicas para miembro inferior por arriba de la rodilla : <http://www.catalogodelasalud.com/ficha-producto/Protesis-ortopedicas-para-miembro-inferior-por-arriba-de-la-rodilla+125468>

SKF. (2015). *rodamientos SKF*.

SKF. (2020). *SKFcojinetes de friccion*. Obtenido de file:///D:/Usuario/Downloads/PCMF%20081005.5%20E%20Cojinetes%20de%20fricci%C3%B3n_20210422.pdf

Slot, L. H., & van der Krogt, M. M. (2017). Interpreting Joint Moments and Powers in Gait. En *Handbook of Human Motion* (págs. 1-19).

Staff, Y. (21 de marzo de 2017). *YourEDM*. Obtenido de <https://www.youredm.com/2015/11/19/thalamic-labs-revolutionize-music-creation-performance-with-the-myo-armband/>

Tatarian, K., Couceiro, M. S., Ribeiro, E. P., & Faria, D. (2018). Stepping-stones to Transhumanism: An EMG-controlled Low-cost Prosthetic Hand for Academia.

UNIT Electronics. (2020). Obtenido de <https://uelectronics.com/>

Uribe Perez, J. (16 de febrero de 2016). *Aprende en línea*. Obtenido de <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205>

Uso de convertidores DC/DC tipo step-down. (1 de Octubre de 2019). Obtenido de Publis: <https://publys.cl/2019/10/01/uso-de-convertidores-dc-dc-tipo-step-down/>

Valencia Aguirre, F. V., Mejia Echeverria, C. D., & Erazo Arteaga, V. A. (2017). Desarrollo de una protesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales. *UIS Ingenierias*, 23-34.

Valencia Aguirre, F., & Erazo Arteaga, V. (2017). Desarrollo de una protesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales. *Revista uis ingenierias* .

Valenzuela, E. A. (2018). Diseño y Analisis de Esfuerzos de Protesis Transfemoral Pasiva Basada en un Mecanismo de Cuatro Barras. (*Tesis de Grado*). Centro de tecnologia Avanzada, Villahermosa.

Apéndices

Apéndice A: Resultados de la simulación estructural.

Primera simulación:



Descripción

Para la primera simulación se estudiaron los esfuerzos para una carga de 1683 N según el criterio de Von Mises, el desplazamiento unitario y el análisis de factor de seguridad del ensamblaje de la prótesis.

Simulación de ensamblaje con espesor de 5 mm

Fecha: lunes, 19 de abril de 2021
 Diseñador: Juan Sebastian pineda González
 Nombre de estudio: 5mm final
 Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

Descripción.....	1
Información de modelo.....	2
Propiedades de estudio	5
Unidades.....	5
Propiedades de material	6
Cargas y sujeciones	9
Definiciones de conector	10
Información de contacto.....	10
Información de malla.....	11
Detalles del sensor.....	12
Fuerzas resultantes	12
Vigas	13
Resultados del estudio	14
Conclusión.....	17

Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Simulacion de 5 mm
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (D:\Usuario\Documents\TRABAJOS U\trabajo de grado\diseños\alternativas\alternativa F)

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	6.39371 mm
Tolerancia	0.319685 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

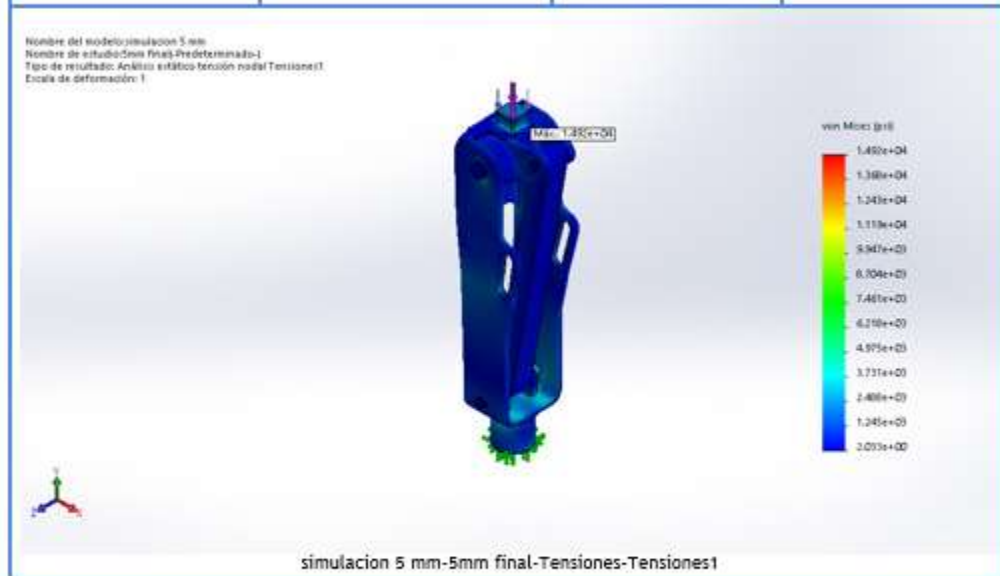
Información de malla - Detalles

Número total de nodos	36312
Número total de elementos	19575
Cociente máximo de aspecto	49.558
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	70.4
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.71
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:16
Nombre de computadora:	

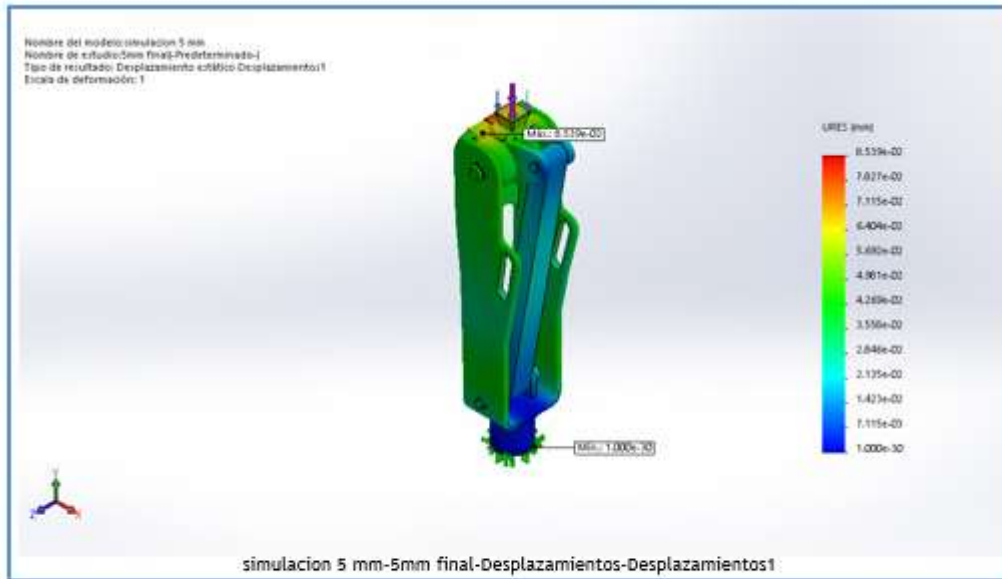


Resultados del estudio

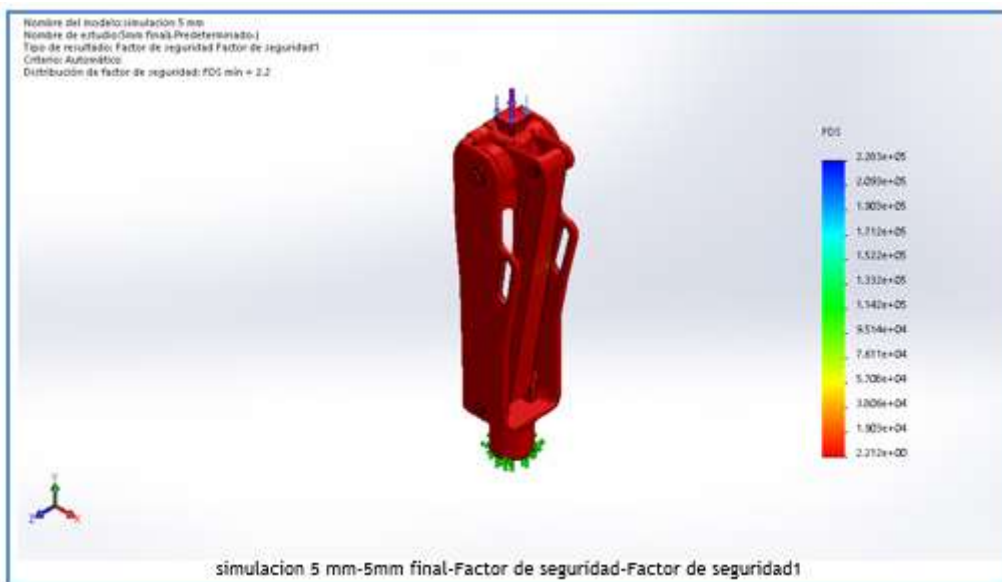
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	2.033e+00 psi Nodo: 32864	1.492e+04 psi Nodo: 18310



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 1591	8.539e-02 mm Nodo: 24311



Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	2.403e-07 Elemento: 8607	2.489e-03 Elemento: 11255





Descripción

En esta segunda simulación se optimizó el diseño de la prótesis para disminuir esfuerzos y costos se realizaron análisis de esfuerzos con el criterio de Von Mises, desplazamiento unitario de cada componente un análisis para determinar el factor de seguridad del ensamblaje.

Simulación de simulación esfuerzos final

Fecha: lunes, 19 de abril de 2021

Diseñador: Juan Sebastian Pineda Gonzalez.

Nombre de estudio: primer estudio de simulación

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

Descripción	1
Información de modelo	2
Propiedades de estudio	5
Unidades	5
Propiedades de material	6
Cargas y sujeciones.....	8
Definiciones de conector	9
Información de contacto	9
Información de malla	10
Detalles del sensor	11
Fuerzas resultantes.....	11
Vigas	12
Resultados del estudio.....	13
Conclusión	16

Propiedades de estudio

Nombre de estudio	Estudio de simulation final
Tipo de análisis	Análisis estático
Tipo de malla	Malla sólida
Efecto térmico:	Activar
Opción térmica	Incluir cargas térmicas
Temperatura a tensión cero	298 Kelvin
Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation	Desactivar
Tipo de solver	FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Desactivar
Muelle blando:	Desactivar
Desahogo inercial:	Desactivar
Opciones de unión rígida incompatibles	Automático
Gran desplazamiento	Desactivar
Calcular fuerzas de cuerpo libre	Activar
Fricción	Desactivar
Utilizar método adaptativo:	Desactivar
Carpeta de resultados	Documento de SOLIDWORKS (D:\Usuario\Documents\TRABAJOS U\trabajo de grado\diseños\alternativas\alternativa F)

Unidades

Sistema de unidades:	Métrico (MKS)
Longitud/Desplazamiento	mm
Temperatura	Kelvin
Velocidad angular	Rad/seg
Presión/Tensión	N/m ²

Información de malla

Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	6.42343 mm
Tolerancia	0.321172 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Regenerar la malla de piezas fallidas con malla incompatible	Desactivar

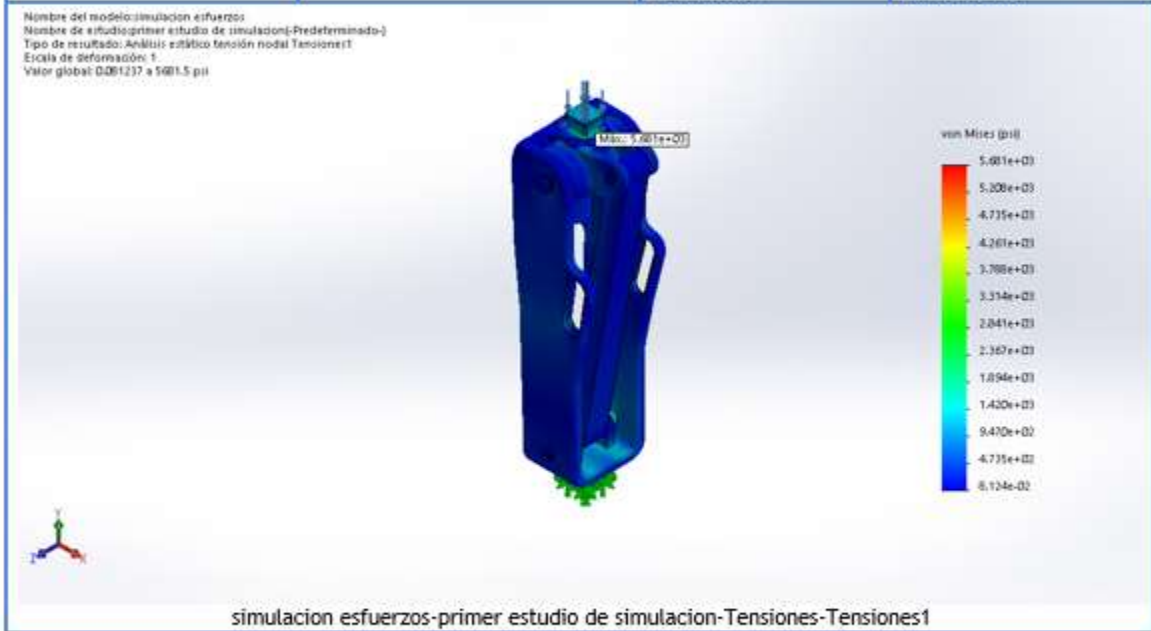
Información de malla - Detalles

Número total de nodos	40151
Número total de elementos	22267
Cociente máximo de aspecto	38.56
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	77.1
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	1.05
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:17
Nombre de computadora:	

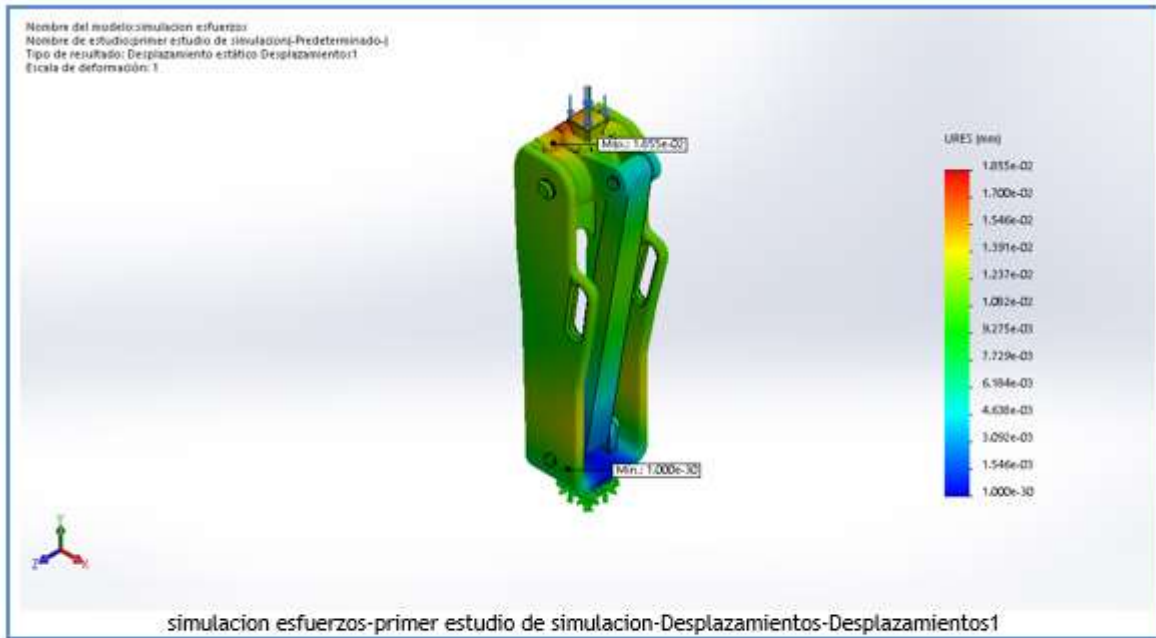


Resultados del estudio

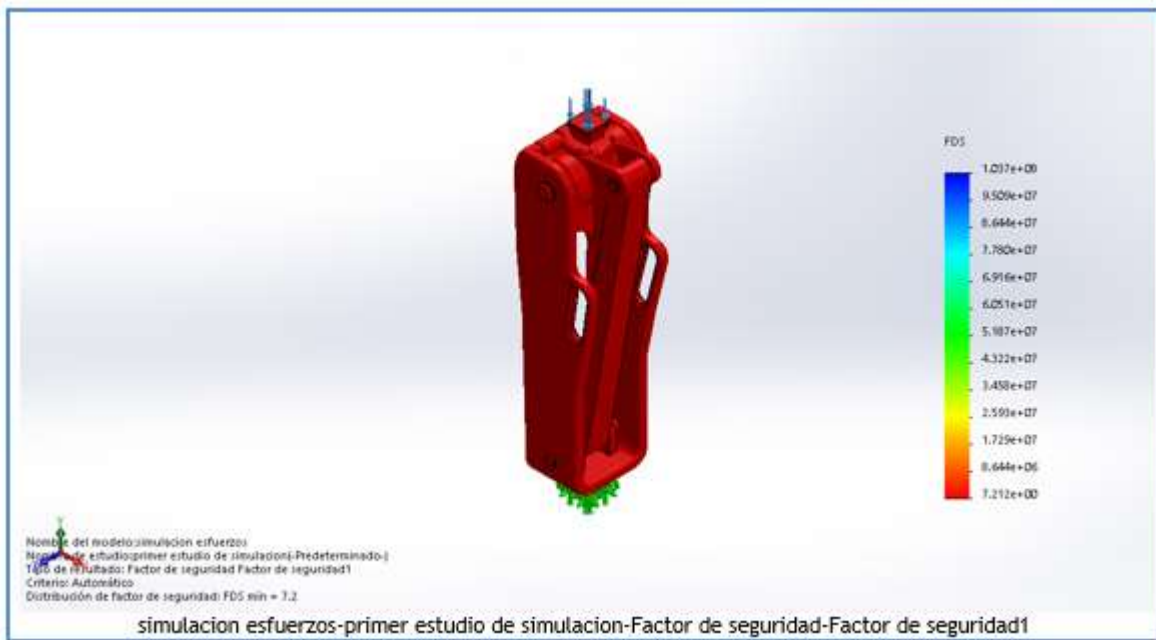
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones1	VON: Tensión de von Mises	8.124e-02 psi Nodo: 6225	5.681e+03 psi Nodo: 27829

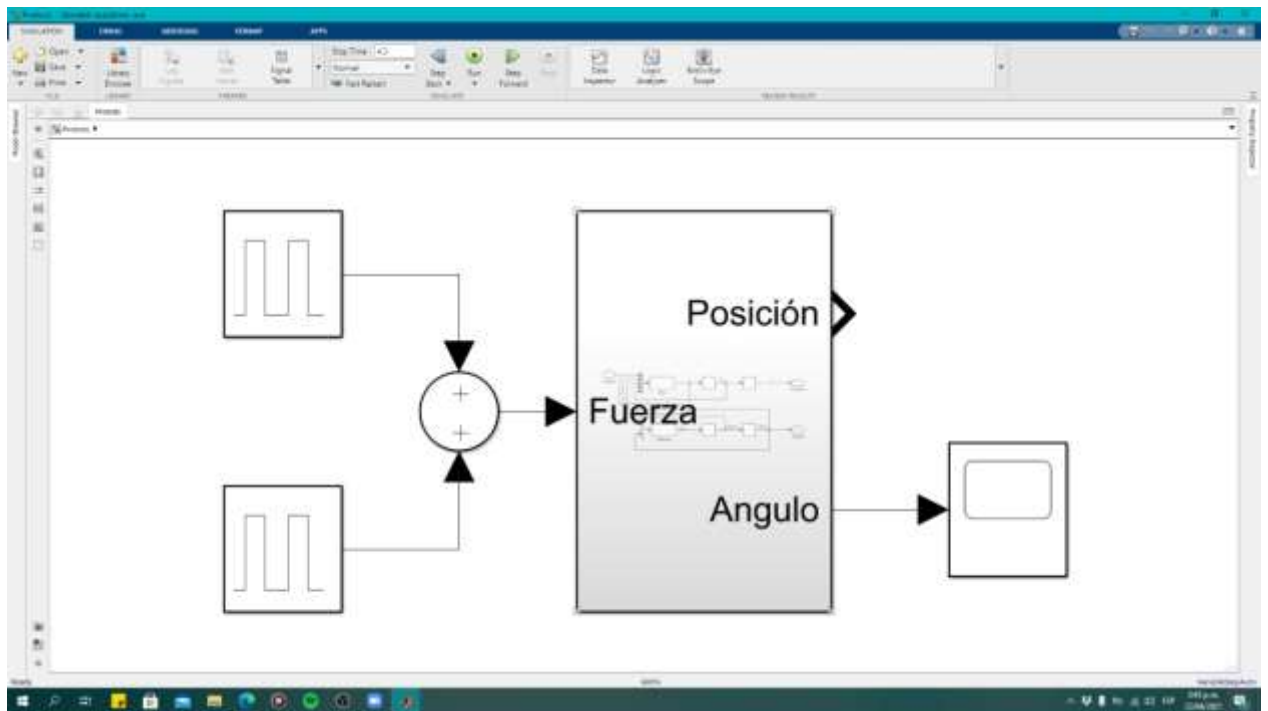
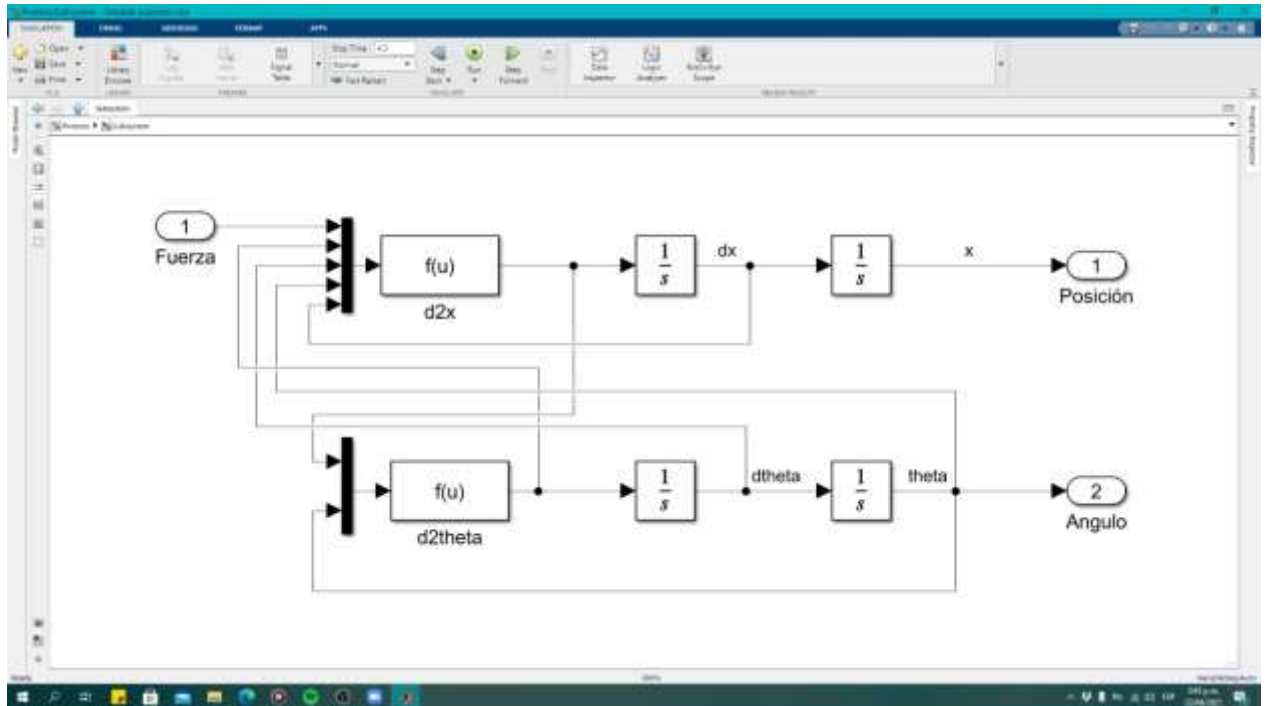


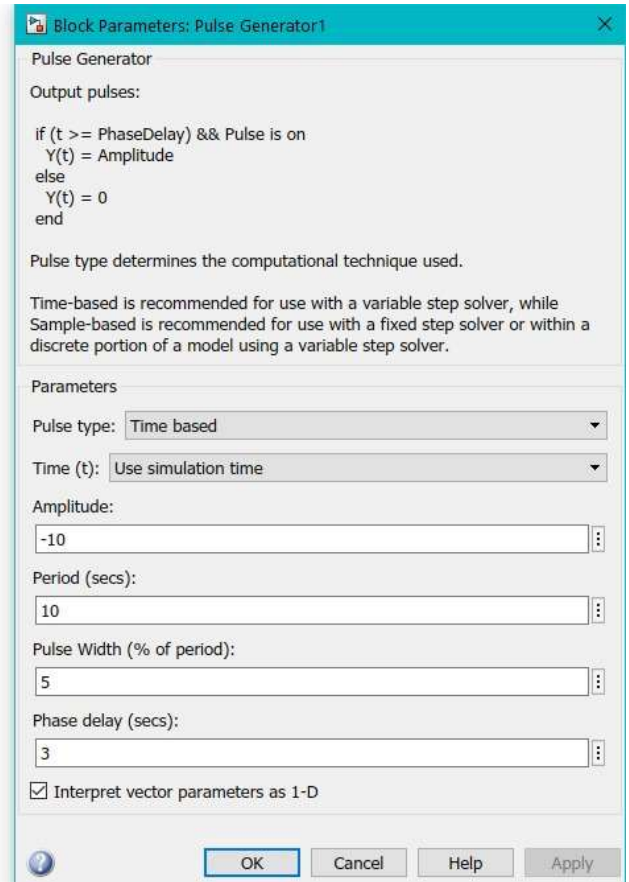
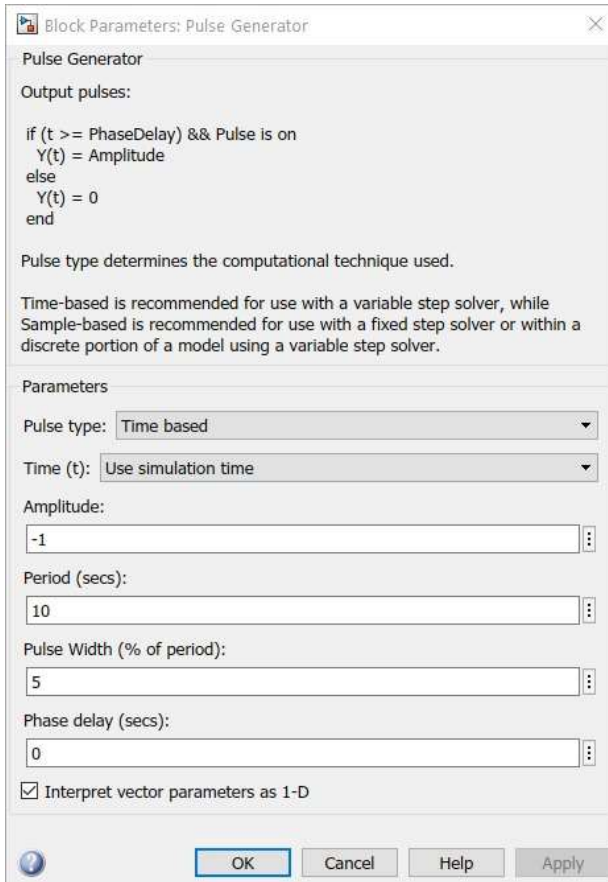
Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+00 mm Nodo: 1493	1.855e-02 mm Nodo: 28102

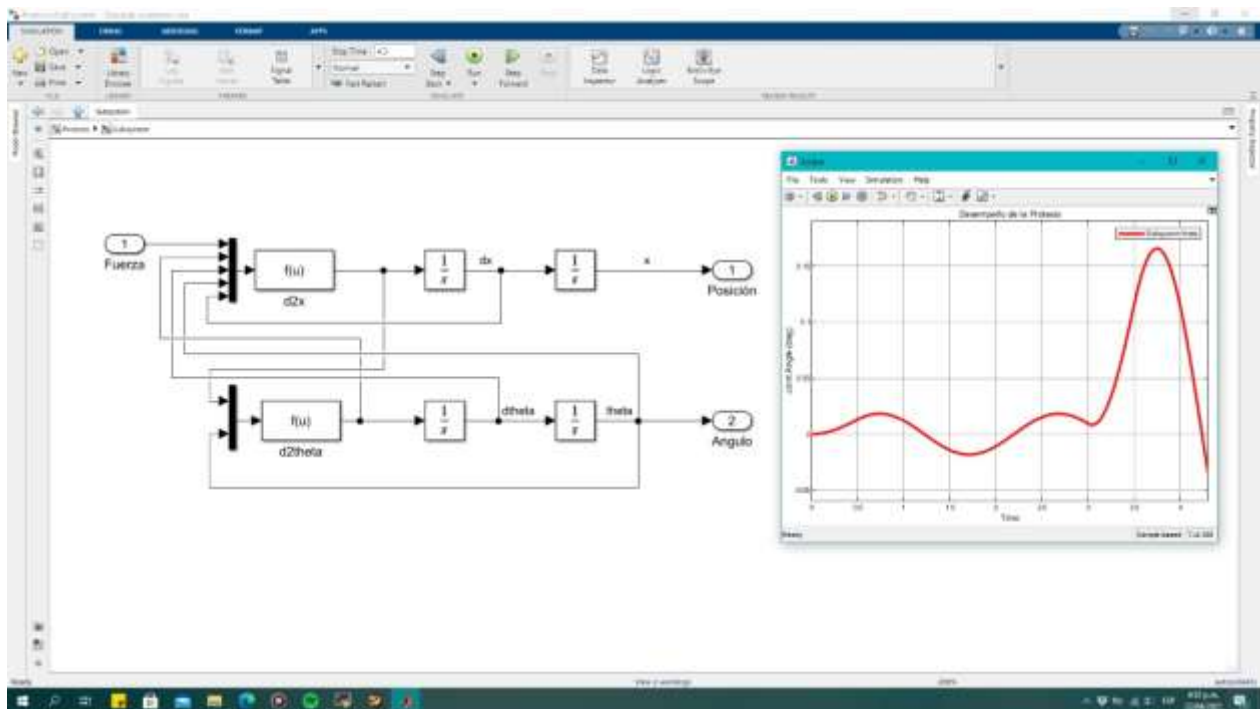
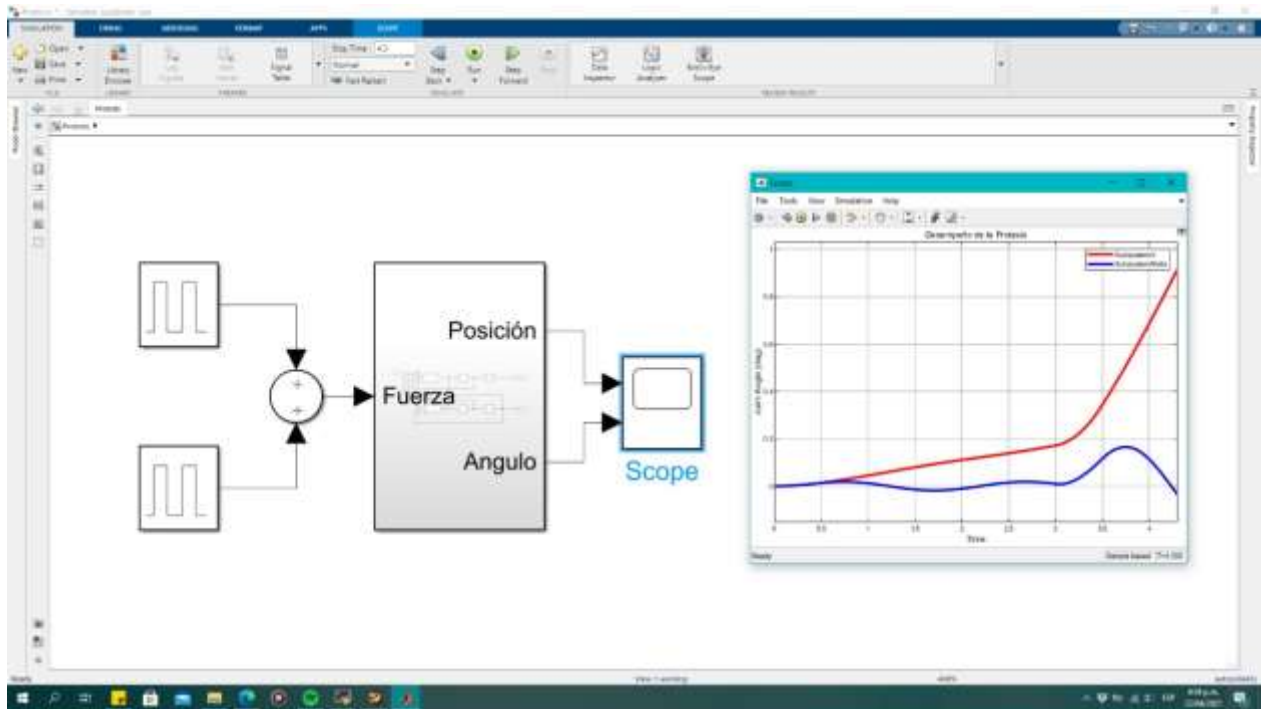


Nombre	Tipo	Min.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	1.173e-08 Elemento: 7463	1.203e-03 Elemento: 13925

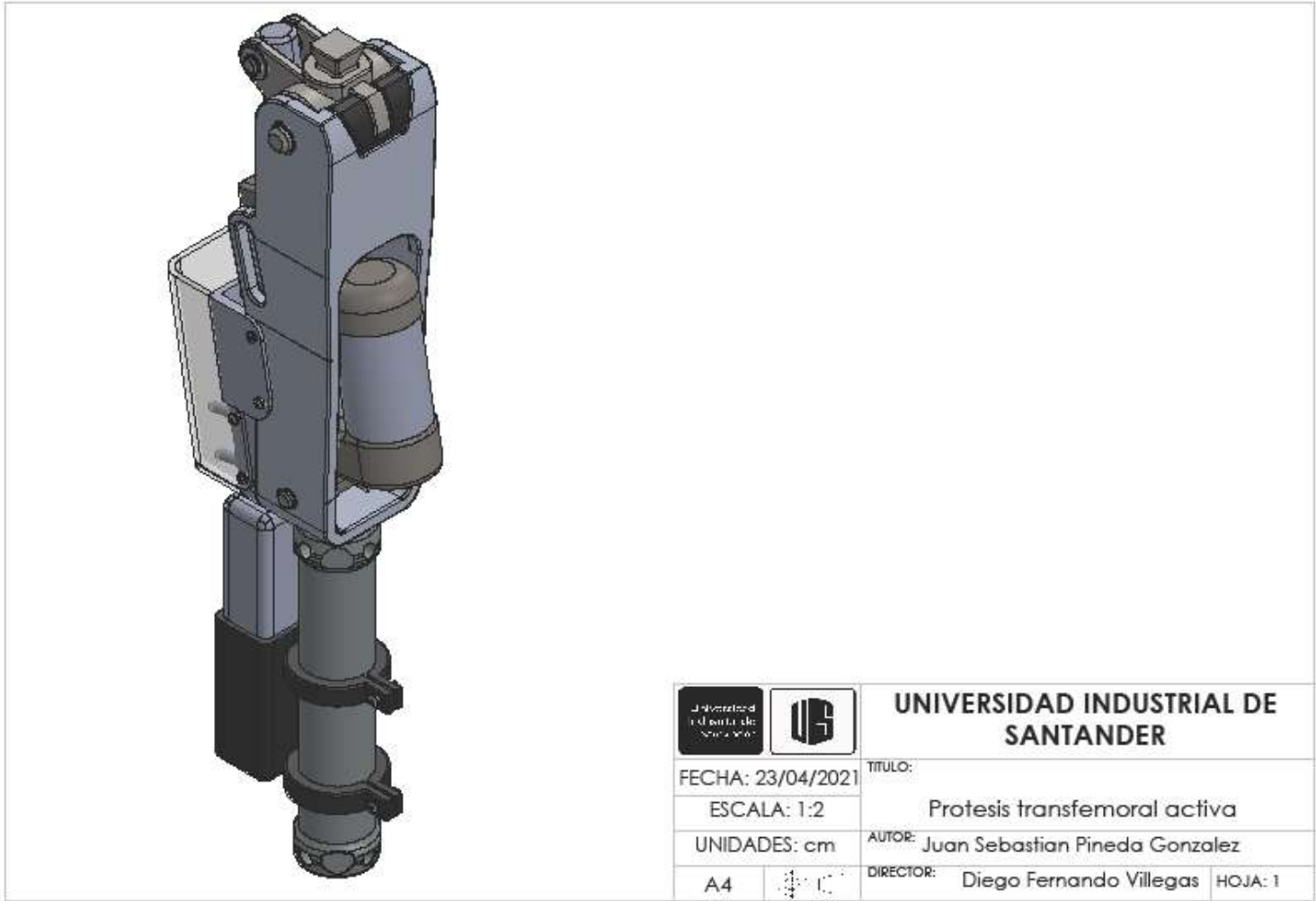


Apéndice B: Resultados simulación en mtlab simulink

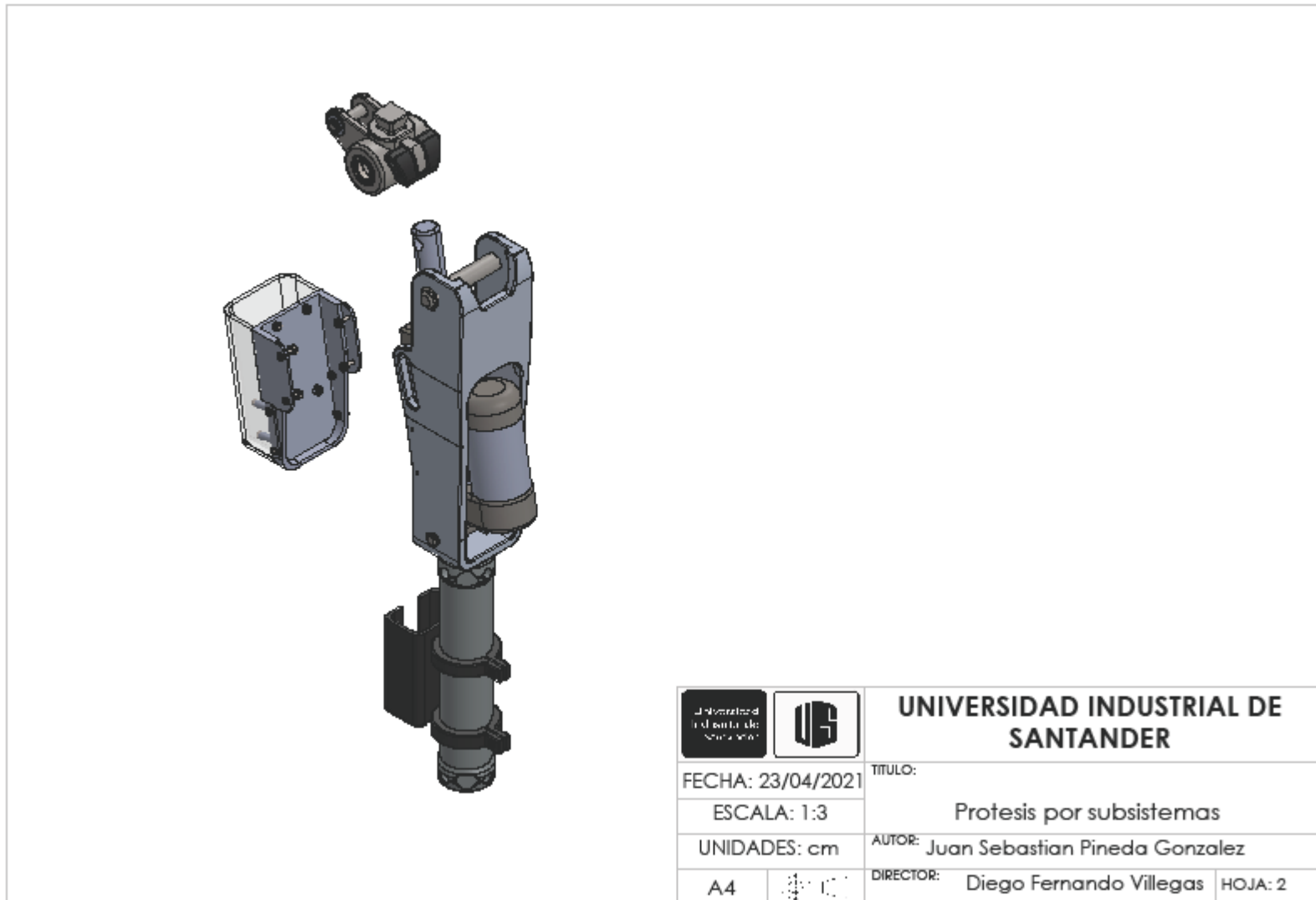


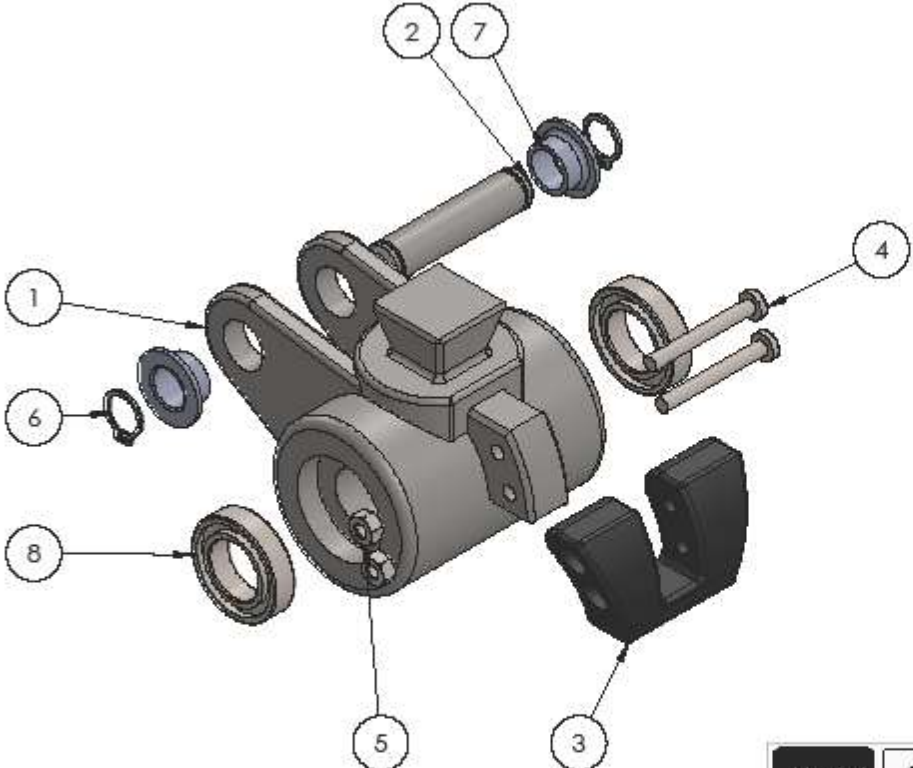


Apéndice C: Planos de prótesis transfemoral





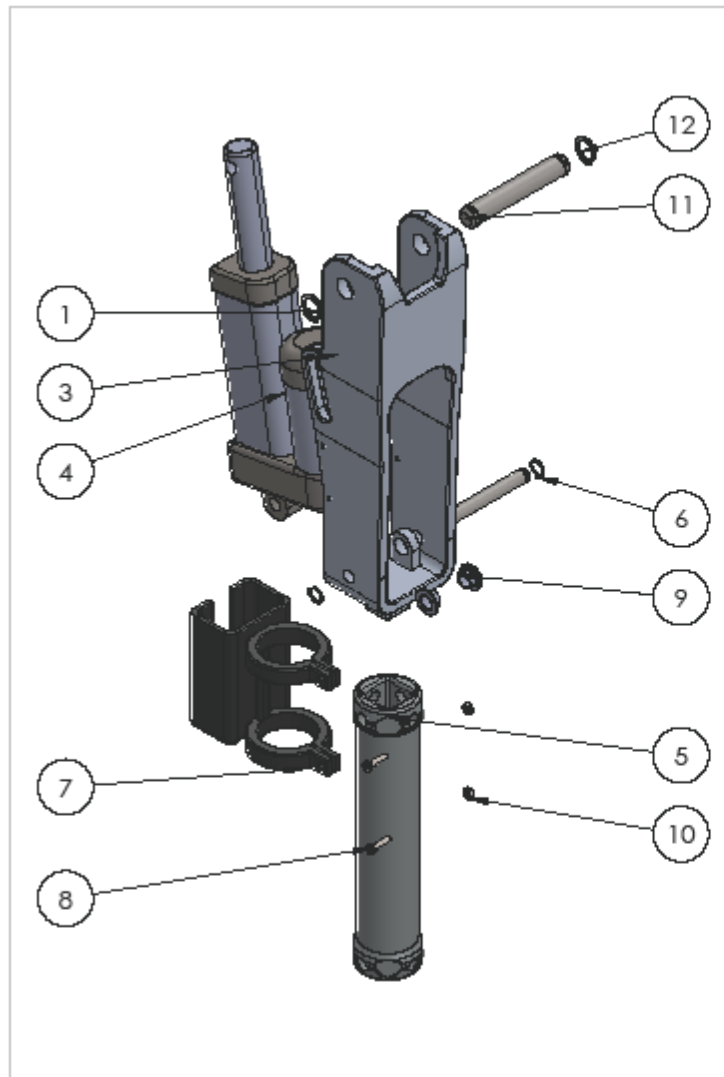
		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: 23/04/2021	ESCALA: 1:2	TITULO:	Protesis transfemoral activa
UNIDADES: cm	A4	AUTOR:	Juan Sebastian Pineda Gonzalez
		DIRECTOR:	Diego Fernando Villegas
			HOJA: 1





N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	RODILLA	1
2	PASADOR PRINCIPAL	1
3	PROTECTOR	1
4	TORNILLO.M3 x 0.5 x 25	2
5	TUERCA M3 x 0.5	2
6	B27.7M - 3AM1-8	2
7	COJINETE DE DESLIZAMIENTO PCMF	2
8	RODAMIENTO SKF 61801	2

 		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: 23/04/2021	TITULO:		
ESCALA: 1:1	Subsistema rodilla		
UNIDADES: cm	AUTOR: Juan Sebastian Pineda Gonzalez		
A4	DIRECTOR: Diego Fernando Villegas		HOJA: 3



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	ESTRUCTURA	1
2	PASADORACTUADOR I	1
3	ACTUADOR	1
4	PISTON ACTUADOR	1
5	TIBIA PROTESICA	1
6	B27.7M - 3AM1-8	2
7	SOPORTE BATERIA	1
8	TORNILLO M3 x 0.5 x 13	2
9	COJINETE DE DESLIZAMIENTO PCMF	2
10	TUERCA M3 x 0.5	2
11	PASADOR PRINCIPAL	1
12	B27.8M - 3DM1-12	2

 		UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
FECHA: 23/04/2021		TITULO:	
ESCALA: 1:3		Subsistema estructura	
UNIDADES: cm		AUTOR: Juan Sebastian Pineda Gonzalez	
A4		DIRECTOR: Diego Fernando Villegas	HOJA: 4

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	SOPORTE ELECTRONICA	1
2	TORNILLO M2.5 x 0.45 x 6	4
3	TORNILLO M3 x 0.5 x 8	4
4	TUERCA M3 x 0.5	8
5	TORNILLO M2.5 x 0.45 x13	4
6	TORNILLO M2.5 x 0.45 x 8	4
7	TUERCA M2.5 x 0.45	4
8	TAPA ELECTRONICA	1

	UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	
	FECHA: 23/04/2021	TITULO: Subsistema electronica
ESCALA: 1:2	AUTOR: Juan Sebastian Pineda Gonzalez	
UNIDADES: cm	DIRECTOR: Diego Fernando Villegas	HOJA: 5
A4		

