



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

MODELO DE EXOESQUELETO PARA PIERNA DERECHA

Autor

Rebeca Rico Vicente

Director

Mónica Remacha Andrés

Escuela Universitaria Politécnica La Almunia
2019



**Escuela Universitaria
Politécnica - La Almunia**
Centro adscrito
Universidad Zaragoza

**ESCUELA UNIVERSITARIA POLITÉCNICA
DE LA ALMUNIA DE DOÑA GODINA (ZARAGOZA)**

MEMORIA

**MODELO DE EXOESQUELETO PARA
PIERNA DERECHA**

Model of an exoskeleton for right leg

424.19.33

Autor: Rebeca Rico Vicente

Director: Mónica Remacha Andrés

Fecha: 27/11/2019



**Escuela Universitaria
Politécnica** - La Almunia
Centro adscrito
Universidad Zaragoza

MODELO DE EXOESQUELETO PARA PIERNA DERECHA

AGRADECIMIENTOS



AGRADECIMIENTOS

Primero me gustaría agradecer a Cefrema e Informática La – Mancha, y a su personal, que han prestado su servicio durante todo este proceso. Sin su ayuda y profesionalidad no hubiera sido posible desarrollar toda la parte mecánica.

A mis profesores por su enseñanza, en particular a Mónica Remacha Andrés, quien fue la primera en involucrarse al aceptar formar parte del proyecto como tutora. Su motivación ha sido muy importante para llevar a término este proyecto.

A mis amigos por su respaldo en este último periodo, y por facilitarme la comodidad y todo el apoyo para sobrevivir en estos tiempos de nerviosismo.

En especial, este Trabajo de Fin de Grado se lo dedico a mis padres, José Manuel y Beatriz, y a mi hermano Alejandro, que han compartido esta carga conmigo, y me han dado los mejores consejos en cada momento. Gracias a toda mi familia por brindarme su apoyo hasta el último instante.

A todos ellos y por todo ello... **GRACIAS**



**Escuela Universitaria
Politécnica** - La Almunia
Centro adscrito
Universidad Zaragoza

MODELO DE EXOSQUELETO PARA PIERNA DERECHA

AGRADECIMIENTOS

INDICE de contenido

TRABAJO FIN DE GRADO	1
1. RESUMEN	1
1.1. PALABRAS CLAVE.	1
2. ABSTRACT	3
2.1. KEYWORDS.	3
3. INTRODUCCIÓN	5
3.1. MOTIVACIÓN.	5
3.2. OBJETIVOS.	5
4. ANTECEDENTES	7
4.1. AUMENTO DE FUERZA EN LAS PIERNAS.	7
4.1.1. HAL.	7
4.1.2. BLEEX.	8
4.1.3. LG CLOi Suitbot.	8
4.2. REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES.	9
4.2.1. Exo H2.	9
4.2.2. Robotic Orthosis Lokomat.	10
4.2.3. ALEX.	10
4.3. ASISTENCIA EN LA MARCHA.	11
4.3.1. eLegs.	11
4.3.2. CSIC y Marsi Bionics.	12
4.3.3. Phoenix.	13
5. MARCO TEÓRICO	15
5.1. ESTUDIO BIOMECÁNICO.	15
5.1.1. La marcha humana.	15
5.1.1.1. Planos de referencia de la marcha	15
5.1.1.2. Fases del ciclo.	16
5.1.1.2.1. Fase de apoyo.	16
5.1.1.2.2. Fase de oscilación.	17
5.2. MOTORES DE CC.	20
5.2.1. Cálculo del par nominal.	21
5.2.1.1. Peso y par de carga.	21
5.2.1.2. Torque mecánico del motor.	21

5.2.1.2.1.	Par mínimo.	21
5.2.1.2.2.	Inercia.	22
5.2.1.2.3.	Aceleración.	22
5.2.2.	<i>Cálculo de consumo.</i>	23
5.2.2.1.	Potencia.	23
5.2.2.2.	Intensidad.	23
5.3.	REGULACIÓN DEL MOTOR.	23
5.3.1.	<i>Tipos de control.</i>	23
5.3.1.1.	Control PWM.	24
5.3.1.2.	Control PID.	24
5.3.2.	<i>Encoders.</i>	26
5.3.2.1.	Según la tecnología.	26
5.3.2.2.	Según la codificación.	27
5.3.3.	<i>Drivers – etapa de potencia.</i>	28
5.3.3.1.	Puente en H.	29
5.4.	ACTUADORES.	29
5.4.1.	<i>Husillo y tuerca.</i>	29
5.4.1.1.	Husillo y tuerca de bolas.	29
5.4.2.	<i>Cabeza de rótula.</i>	30
6.	DESARROLLO DEL SISTEMA MECATRÓNICO.	33
6.1.	FÉRULA.	34
6.1.1.	<i>Definición y características técnicas.</i>	34
6.1.2.	<i>Modelo 3D de la férula.</i>	35
6.1.2.1.	Parte superior de la férula.	35
6.1.2.2.	Parte inferior de la férula.	37
6.1.2.3.	Piezas de sujeción de la férula.	38
6.2.	ASISTENCIA MECATRÓNICA DE LA FÉRULA.	40
6.2.1.	<i>Elementos del sistema mecatrónico.</i>	40
6.2.1.1.	Motor	40
6.2.1.2.	Actuador lineal.	41
6.2.1.3.	Encoder.	41
6.2.1.4.	Driver.	41
6.2.1.5.	Soportes mecánicos.	41
6.2.2.	<i>Funcionamiento del sistema mecatrónico.</i>	42
6.3.	DISEÑO MECÁNICO DEL SISTEMA.	44
6.3.1.	<i>Elementos del actuador.</i>	44
6.3.1.1.	Soporte del actuador.	44
6.3.1.2.	Piezas 3D.	45
6.3.1.3.	Soporte a férula.	46



6.3.1.4.	Cabezas de rótulas.	47
6.3.1.5.	Cálculo de las varillas.	49
6.3.1.6.	Cálculos del motor.	51
6.3.2.	<i>Soportes.</i>	57
6.3.2.1.	Soporte encoder.	57
6.3.2.2.	Soporte motor.	58
6.4.	IMPLEMENTACIÓN MECÁNICA.	59
6.4.1.	<i>Elección del motor.</i>	59
6.4.2.	<i>Fabricación del actuador.</i>	60
6.4.2.1.	Husillo.	60
6.4.2.2.	Piezas aluminio.	60
6.4.2.3.	Piezas 3D.	61
6.4.2.4.	Varillas.	62
6.4.2.5.	Rótulas.	62
6.4.3.	<i>Fabricación de soportes.</i>	63
6.4.3.1.	Soporte a férula.	63
6.4.3.2.	Soporte encoder.	63
6.4.3.3.	Soporte motor.	64
6.5.	DESARROLLO ELECTRÓNICO DEL SISTEMA.	64
6.5.1.	<i>Encoder.</i>	64
6.5.1.1.	Caracterización del sistema.	65
6.5.1.2.	Función en el actuador.	67
6.5.2.	<i>Driver.</i>	68
6.5.3.	<i>Microcontrolador.</i>	69
6.5.3.1.	Obtención de parámetros del control PID.	72
6.5.4.	<i>Consumo eléctrico de otros elementos del sistema.</i>	73
6.5.4.1.	Fuente de alimentación.	73
6.6.	VALIDACIÓN DEL SISTEMA MECATRÓNICO.	74
6.6.1.	<i>Validación mecánica.</i>	74
6.6.2.	<i>Validación electrónica.</i>	75
7.	CONCLUSIONES	79
7.1.	LÍNEAS FUTURAS	79
8.	BIBLIOGRAFÍA	81

INDICE de ilustraciones

Ilustración 1. Exoesqueleto por Cyberdyne.	7
Ilustración 2. BLEEX con los grados de libertad.	8
Ilustración 3. Exoesqueleto por LG y Sg Robotics.	8
Ilustración 4. Exoesqueleto Exo-H2.	9
Ilustración 5. Exoesqueleto Lokomat.	10
Ilustración 6. Exoesqueleto ALEX III.	11
Ilustración 7. Exoesqueleto eLegs.	11
Ilustración 8. Exoesqueleto desarrollado por el CSIC y Marsi Bionics.	12
Ilustración 9. Exoesqueleto Phoenix.	13
Ilustración 10. Planos anatómicos.	16
Ilustración 11. Porcentaje de cada fase durante el ciclo de la marcha.	16
Ilustración 12. Articulación de la rodilla en la etapa de apoyo.	17
Ilustración 13. Articulación de la cadera en la etapa de aceleración.	17
Ilustración 14. Articulación de la rodilla en la etapa de aceleración.	18
Ilustración 15. Articulación de la cadera en la etapa de aceleración.	18
Ilustración 16. Articulación de rodilla y cadera en la etapa de balanceo medio.	19
Ilustración 17. Articulación de rodilla y cadera en la etapa de deceleración.	19
Ilustración 18. Partes de un motor de CC.	20
Ilustración 19. Esquema para calcular el motor.	21
Ilustración 20. Señal PWM.	24
Ilustración 21. Control PID.	24
Ilustración 22. Respuesta control PID.	25
Ilustración 23. Encoder magnético.	27
Ilustración 24. Encoder óptico.	27
Ilustración 25. Encoder absoluto e incremental respectivamente.	28
Ilustración 26. Alimentación de puente en H.	29

Ilustración 27. Pistas de la tuerca con precarga.	30
Ilustración 28. Movimientos de la cabeza de rótula.	31
Ilustración 29. Conjunto ensamblado a la férula.	33
Ilustración 30. Fotos de la férula sobre el portador.	34
Ilustración 31. Vistas de la férula en Inventor.	35
Ilustración 32. Parte superior de la férula real.	35
Ilustración 33. Esquema para tomar medidas reales.	36
Ilustración 34. Pieza superior del modelo 3D de la férula.	36
Ilustración 35. Vista en planta de la parte superior de la férula.	36
Ilustración 36. Parte superior de la férula en 3D.	37
Ilustración 37. Parte inferior de la férula real.	37
Ilustración 38. Parte inferior de la férula real.	37
Ilustración 39. Desviación de 6° en el eslabón inferior.	37
Ilustración 40. Piezas de plástico para sujetar la férula a la pierna.	38
Ilustración 41. Medidas de la pieza 1 sobre boceto.	39
Ilustración 42. Vistas de la pieza 1 y 2.	39
Ilustración 43. Elementos principales del sistema.	41
Ilustración 44. Porcentaje de la marcha frente a los grados recorridos en la articulación de la rodilla en la marcha normal.	42
Ilustración 45. Ejemplos de ángulos barridos por el actuador durante la marcha.	43
Ilustración 46. Piezas de aluminio del actuador.	45
Ilustración 47. Piezas diseñadas para imprimir en 3D.	45
Ilustración 48. Vista anterior y posterior del soporte del actuador a la férula.	46
Ilustración 49. Piezas exteriores e interiores del soporte a la férula, respectivamente.	47
Ilustración 50. Desviación de 13 °.	47
Ilustración 51. Cabeza de rótula en el soporte del actuador.	48
Ilustración 52. Comprobación de los 13° de desviación.	48

INDICES

Ilustración 53. Distancia máxima: cuando la extensión es completa (0°).	49
Ilustración 54. Distancia mínima cuando la flexión es completa (90°).	49
Ilustración 55. Cotas del actuador. a) extendido en 0°. b) flexionado en 90°.	50
Ilustración 56. Esquemas para calcular el recorrido del actuador.	54
Ilustración 57. Comparación entre la velocidad y aproximación a la curva.	55
Ilustración 58. Desviación del eje del encoder respecto a la mediatriz del eslabón.	57
Ilustración 59. Vistas del soporte del encoder para el eslabón superior.	57
Ilustración 60. Vistas del soporte del encoder para el eslabón inferior.	58
Ilustración 61. Soporte motor.	58
Ilustración 62. Motor seleccionado.	59
Ilustración 63. Husillo rebajado.	60
Ilustración 64. Muesca plana sobre el rebaje.	60
Ilustración 65. Bancada superior del actuador.	60
Ilustración 66. Piezas impresas en 3D.	61
Ilustración 67. Varilla mecanizada con la terraja.	62
Ilustración 68. Rótula.	62
Ilustración 69. Soporte del actuador a la férula.	63
Ilustración 70. Soporte del encoder mecanizado.	63
Ilustración 71. Soporte del motor al conjunto.	64
Ilustración 72. Modelo de encoder seleccionado.	64
Ilustración 73. Precisión cuádruple.	65
Ilustración 74. Acople del encoder al motor para medir las rpm de salida.	66
Ilustración 75. Representación de las revoluciones por minuto.	66
Ilustración 76. Respuesta del sistema ante un impulso unitario.	67
Ilustración 77. Encoder en el actuador.	67
Ilustración 78. a) Esquema electrónico del puente en H. b) Diodos de protección.	68
Ilustración 79. Diagrama de bloques para calibrar el sentido de giro.	69

Ilustración 80. Diagrama de bloques del sistema completo.	70
Ilustración 81. UML del programa principal.	71
Ilustración 82. Respuesta del sistema después de aplicar el PID.	72
Ilustración 83. Fuente de alimentación seleccionada.	73
Ilustración 84. Tiempo de respuesta frente a las revoluciones.	76

INDICE de tablas

Tabla 1. Relación entre longitud de la pierna del portador y radios de las piezas auxiliares.	38
Tabla 2. Relación entre porcentaje del ciclo, milisegundos y grados de cada tramo.	43
Tabla 3. Relación entre recorrido lineal y número de vueltas.	44
Tabla 4. Elementos a mover por el motor, incluyendo la masa de cada uno.	52
Tabla 5. Cálculo de la velocidad angular.	54
Tabla 6. Valores de aceleración.	55
Tabla 7. Valores de consumo de potencia en cada tramo.	56
Tabla 8. Valores de intensidad en cada tramo.	56
Tabla 9. Consumo de otros elementos.	73



1. RESUMEN

En el presente Trabajo Fin de Grado se desarrolla un **exoesqueleto** para la pierna derecha de un usuario con una patología específica. Este desarrollo se basa en los **fundamentos teóricos** explicados posteriormente con detalle.

La evolución del proyecto se desarrolla en el ámbito **mecánico y electrónico**. Se calculan las dimensiones del conjunto sabiendo qué geometría se desea en el actuador, se diseñan las piezas con Inventor 2019 y se fabrican los elementos. Después se ajusta la **tolerancia** del conjunto para obtener un movimiento óptimo durante el ciclo de Gait. En función de las necesidades del sistema desarrollado en el trabajo, se calculan las características mecánicas que debe poseer el **motor**.

A partir de las dimensiones mecánicas se definen los requisitos electrónicos del actuador, y el consumo del mismo. Se halla la **función de transferencia** del sistema completo para después aplicar un control PID sobre esta, y ajustar con precisión el movimiento generado por la pierna. La alimentación del motor se controla por PWM (Pulse Width Modulation) para regular la velocidad del motor. La selección de componentes electrónicos, es correcta ya que ningún componente se ha dañado debido a las altas intensidades.

Las **verificaciones** realizadas del modelo se basan en reproducir diez ciclos de Gait. El diseño mecánico es correcto ya que cumple con los requisitos estructurales: rozamiento mínimo, recorrido lineal sobre el husillo y la férula no se ha dañado durante las pruebas. El diseño electrónico satisface la necesidad cinemática del sistema.

De las comprobaciones anteriores se puede **concluir** que el modelo teórico mecánico diseñado es funcional. Los componentes electrónicos se han dimensionado correctamente. Para obtener el movimiento deseado en el actuador, se ajusta la respuesta del sistema con el microcontrolador.

1.1. PALABRAS CLAVE.

Exoesqueleto, férula, actuador, control PWM (Pulse Width Modulation), control PID (proporcional integral y derivativo), husillo, tuerca de bolas, driver, motor.



2. ABSTRACT

In this final degree project, an **exoskeleton** for the right leg has been developed. The patient suffers from a specific neuropathic injury. This development is based on **theoretical foundation**, explained afterwards in detail.

The evolution of this project attempts on the **mechanical and electronic** field. The ensemble dimensions are calculated knowing the geometry the actuator has to accomplish: the elements are designed on Inventor 2019 and fabricated, in order to adjust the ensemble **tolerance** to achieve an optimum movement. Also, the mechanical needs for the **engine** are calculated.

Once the mechanical dimensions are known, the electronic needs can be resolved. The system **transfer function** is found out for apply a PID controller and obtain the precise movement produced by the leg. The engine is controlled by PWM (Pulse Width Modulation), to control the speed the axis can achieve. The selected electronic components appease the electronic needs of the system.

The **verifications** have been proved reproducing ten times The Gates Cycle. The mechanical design is correct; since it can be assured that it supplies the cinematic requirements of the system.

From the previous confirmation, it can be **concluded** that the theoretical design is mechanically functional. The electronic components have the accurate features to provide enough energy to the system. To obtain the best movement possible to make for the actuator, the system response is regulated with the microprocessor.

2.1. KEYWORDS.

Exoskeleton, knee brace, actuator, PWM controller, PID controller, ball screw, driver, engine.



3. INTRODUCCIÓN

Los exoesqueletos surgieron con la **necesidad** de asistir a los miembros dañados del cuerpo humano. Este **deterioro** puede ser muscular o nervioso, y el desarrollo del exoesqueleto depende de a qué problema se enfoque.

Los exoesqueletos han ido **evolucionando** a lo largo de la historia para mejorar la ergonomía y portabilidad del mismo, pudiendo así ayudar al paciente de forma más específica, monitorizando un número mayor de variables en los sistemas electrónicos. Este progreso abarca **otras funciones** como ayudas en la industria convencional, u otros apoyos para procesos que requieren grandes esfuerzos. En esta memoria se recoge la información necesaria para llevar a cabo esta aplicación.

Primero, se explica brevemente qué modelos de exoesqueletos se encuentran actualmente en el mercado. Después se exponen los conocimientos teóricos necesarios para la comprensión del desarrollo. A continuación, se explican los cálculos realizados, se implementa la mecánica y la electrónica diseñadas, y se verifica el correcto funcionamiento. Por último, se obtienen las conclusiones.

3.1. MOTIVACIÓN.

El alumno que desarrolla el proyecto padece una lesión neuropática nerviosa. El propósito de este proyecto es diseñar un exoesqueleto que cumpla con las necesidades **personales** del alumno.

3.2. OBJETIVOS.

El principal objetivo de este proyecto es diseñar un sistema mecatrónico prototipo capaz de **reproducir el ciclo de la marcha**, específico para un paciente con un cuadro médico acotado. En esta memoria se recoge el trabajo realizado para llevar a cabo este objetivo.



4. ANTEDECENTES

En casos con personas con **discapacidad** en los miembros inferiores por trastornos cerebrales y neurológicos, el cerebro no envía señales por el nervio como lo haría normalmente. Ante este problema e incapacidad de mover las piernas, se desarrollan **tres tipos** de exoesqueletos explicados a continuación.

4.1. AUMENTO DE FUERZA EN LAS PIERNAS.

En el siguiente apartado se comentan exoesqueletos diseñados para **aumentar la fuerza** en las piernas del portador.

4.1.1. HAL.

Este prototipo se lleva mejorando una década. Fue creado por la empresa japonesa '**Cyberdyne**'. En la Ilustración 1 podemos ver el modelo, incluyendo el panel de control del mismo:



Ilustración 1. Exoesqueleto por Cyberdyne.

Ha sido diseñado para que el portador pueda controlar el exoesqueleto enviando **señales bioeléctricas** como ocurre en los músculos normalmente. HAL lee estas señales, compensa la potencia muscular de los miembros inferiores y asiste los movimientos que el portador quiera realizar. También tiene un panel de control para regular la asistencia desde este.

Este exoesqueleto acelera el **aprendizaje cerebral**. Es una herramienta para aprender a andar otra vez en un periodo corto de tiempo. En EEUU se está implementando para personas con discapacidad de ambulación musculoesquelética. Este cuadro incluye lesiones en la médula espinal, enfermedades cerebro-vasculares,

en el sistema nervioso, etc. Se adapta a todo tipo de constituciones adultas, ya que adopta la forma de las piernas del portador.(«CYBERDYNE», 2018)

4.1.2. BLEEX.

Las siglas BLEEX provienen de 'Berkley Lower Extremity Exoskeleton'. Está diseñado para ayudar al portador a **levantar peso**, independientemente del tipo de terreno sobre el que se actúe. En la Ilustración 2 se observa el diseño en un portador:



Ilustración 2. BLEEX con los grados de libertad.

Se pretende **mejorar** la resistencia, fuerza y agilidad del portador con la mayor ergonomía posible, utilizando **materiales** ligeros con alta resistencia mecánica. Se pueden retirar ciertas partes y quedaría como una mochila.(«BLEEX | Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory», 2014)

4.1.3. LG CLOi Suitbot.

Desarrollado por 'LG' junto con 'Sg Robotics'. Está diseñado para mejorar la calidad de vida de personas que **acarrear** paquetes pesados sin limitar su destreza. El software mide y analiza datos registrados en tiempo real para optimizar sus movimientos; además, se actualiza cada poco tiempo. En la Ilustración 3 se muestra como queda el modelo en un portador:



Ilustración 3. Exoesqueleto por LG y Sg Robotics.

Existe una red inteligente desarrollada por LG, de exoesqueletos que recogen **análisis biométricos** y datos necesarios para la actualización del software. (Muñoz, 2018).

4.2. REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES.

En este punto se explican exoesqueletos dedicados a la **rehabilitación** general de las piernas del usuario.

4.2.1. Exo H2.

Desarrollado por 'Technaid' y el CSIC para personas con **parálisis total o parcial** de las piernas; enseñando otra vez a caminar al portador. La Ilustración 4 muestra el exoesqueleto:

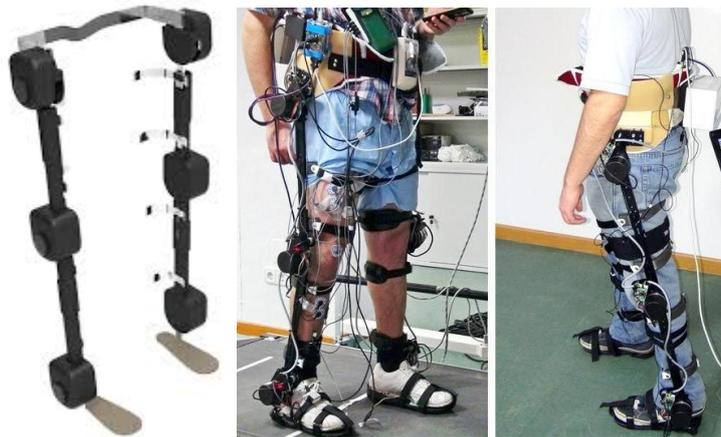


Ilustración 4. Exoesqueleto Exo-H2.

Tonifica los miembros inferiores con **debilidad muscular**. Se pueden modificar los parámetros mecánicos de control y no necesita el software para poder retirarse, como en otros exoesqueletos. Cuenta con unos sensores de presión en el talón y la punta del pie, incluyendo sensores de posición y par en las articulaciones. Tiene 6 grados de libertad en cada extremidad, lo que dota de un mayor campo de movimiento al sistema. («Exoesqueleto Robótico | Technaid—Leading Motion», 2013)

4.2.2. *Robotic Orthosis Lokomat.*

Desarrollado por 'Hocoma', está enfocado a la rehabilitación mediante el aprendizaje de la marcha. Se entrena la **neuroplasticidad**. Está diseñado para personas de todas las edades. En la Ilustración 5 se muestra el centro Lokomat en un usuario adulto y un usuario infante:



Ilustración 5. Exoesqueleto Lokomat.

Se ajusta al individuo con un sistema de soporte del peso dinámico. Durante el ciclo de la marcha se mide la presión plantar, hay una retroalimentación con los sensores y un desplazamiento vertical para una regulación del paso estable. Además ayuda a la estimulación de los músculos y mejora el esfuerzo cardiovascular.

A diferencia de otros exoesqueletos, no está preparado para ser independiente. Es decir, no tiene una batería, si no que es un **centro completo** destinado al área de rehabilitación de los hospitales. («Lokomat®», 2017)

4.2.3. *ALEX.*

Por sus siglas 'Active Leg EXoeskeleton' en inglés y desarrollado por la Universidad de Columbia. Esta unidad se diseña específicamente para la rehabilitación del **ciclo de Gait**. Monitoriza y registra las fuerzas que se ejercen en el pie, para corregir los errores durante la marcha. Para ello se utiliza un sistema de adquisición de datos. En la Ilustración 6 se observa el exoesqueleto ALEX, que consta de una cinta de ejercicio sobre la que el paciente puede caminar indefinidamente.

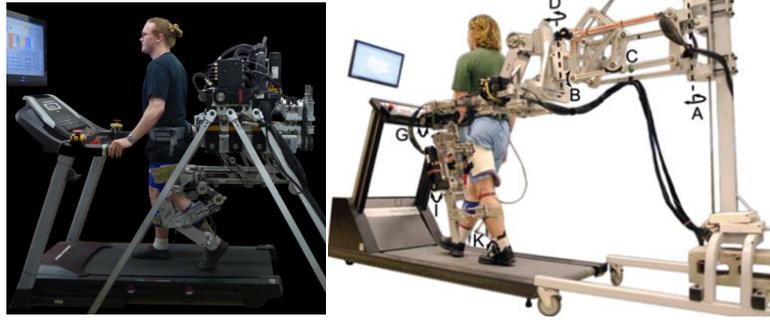


Ilustración 6. Exoesqueleto ALEX III.

Está destinado al control de **flexión y extensión** de cadera y rodilla. Permite la abducción y aducción de la cadera, y el plantar y dorsiflexión del tobillo. También controla la rotación sobre el eje central y translaciones en las tres direcciones. No se trata de un exoesqueleto portátil. («ALEX | Roar Lab», 2017)

4.3. ASISTENCIA EN LA MARCHA.

En este apartado se comentan exoesqueletos diseñados para asistir a personas con dificultades al realizar la **marcha** normal.

4.3.1. eLegs.

Desarrollado por 'Berkeley Bionics', permite que personas con **movilidad reducida** o parapléjicas puedan caminar. La interfaz con el usuario reproduce los movimientos humanos naturales de la marcha. En la Ilustración 7 se observa el exoesqueleto eLegs en un usuario independiente que se ayuda de unas muletas:



Ilustración 7. Exoesqueleto eLegs.

Gestiona la **información** obtenida mediante los sensores con el objetivo de determinar cómo ejecutar una acción específica como levantarse, sentarse, girar, etc. sin tener en cuenta directamente los factores externos del movimiento en sí mismo (por ejemplo, el terreno). La sensorización del exoesqueleto es tan completa que permite compensar los movimientos del portador de todas formas. («ELEGS™ | Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory», 2010)

4.3.2. CSIC y Marsi Bionics.

Diseñado por el CSIC y 'Marsi Bionics'. Está enfocado a la rehabilitación de niños con **atrofia muscular espinal** (una enfermedad degenerativa). Ayuda al paciente a caminar y rehabilita las lesiones que deja esta enfermedad en los niños. La Ilustración 8 muestra el modelo:

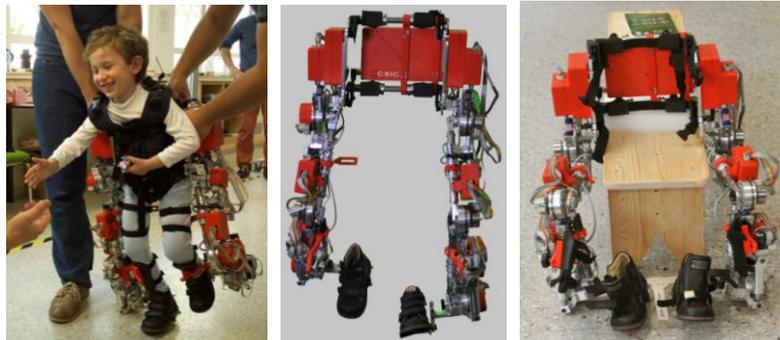


Ilustración 8. Exoesqueleto desarrollado por el CSIC y Marsi Bionics.

Está **fabricado** con aluminio y titanio y es una ortesis ajustable a las piernas y al tronco del niño. Los motores ayudan al movimiento tanto guiándolo, como incrementando la fuerza restante para mantenerse en pie y caminar. La batería tiene una autonomía de 5 horas.

Una de las dificultades del diseño de este exoesqueleto, es que los **síntomas** de las enfermedades neuromusculares varían en el tiempo. Por esto se debe adecuar a las variaciones de forma automática. Las articulaciones son inteligentes, modifican la rigidez y se adaptan a la sintomatología de cada paciente en cada momento.

El **rango de edad** de los pacientes va desde los 3 hasta los 14 años. Es difícil conseguir un prototipo para pacientes más pequeños, ya que requiere cierta colaboración por parte del mismo.

Este exoesqueleto está dedicado a la atrofia muscular de tipo 2. Se diagnostica entre los 7 y 18 meses de vida, y los niños que la padecen no llegan a caminar nunca,

lo que empeora el deterioro del cuerpo del paciente. Su esperanza de vida está condicionada por la falta de movilidad. Mediante esta prótesis robotizada se busca que los pacientes aprendan a caminar y mantengan la movilidad, para **evitar** la aparición de las complicaciones provocadas por la pérdida de la marcha. («El exoesqueleto del CSIC y Marsi Bionics, entre los mejores proyectos de robótica con fin social | Consejo Superior de Investigaciones Científicas—CSIC - csic.es», 2017)

4.3.3. Phoenix.

Este prototipo está desarrollado por la empresa 'Suit X'. Esta empresa tiene dos líneas de **desarrollo**: una línea dedicada a exoesqueletos para aumentar la fuerza y otra empleada en la rehabilitación. En la Ilustración 9 se puede observar el exoesqueleto sobre dos portadores con ayuda de apoyo externo:



Ilustración 9. Exoesqueleto Phoenix.

Este exoesqueleto es relativamente **ligero**. Está enfocado a personas con movilidad reducida o que no pueden caminar. Tiene dos actuadores lineales, uno en la cadera y otro en la rodilla (en ambas piernas por igual). Están diseñados para soportar el peso del paciente cuando se encuentra de pie y ayuda al dar el paso para caminar.

Esta férula se puede desmontar pieza por pieza para adecuarlo a las **necesidades del paciente**, incluyendo poder montarlo y desmontarlo desde la silla de ruedas. La batería tiene una autonomía de 4 horas si se usa de forma continua. («PHOENIX Medical Exoskeleton | suitX», 2015)



5. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se explican los **conocimientos teóricos** en los que se ha basado el desarrollo del proyecto. Se divide principalmente en cuatro partes.

El **estudio biomecánico** para llevar a cabo los cálculos pertinentes al motor; incluyendo fases de potencia y consumos, un **estudio electrónico** para hacer el control del motor, y un **estudio mecánico** para poder componer el actuador lineal, así como un estudio de los mismos.

5.1. ESTUDIO BIOMECÁNICO.

A continuación se detalla la **marcha humana**, con sus correspondientes planos y fases.

5.1.1. La marcha humana.

Se define como la consecución de varios **ciclos de Gait**. Se trata de un movimiento periódico que comienza cuando se planta el talón del pie que va a soportar el peso del cuerpo en el suelo, y finaliza cuando la punta del mismo pie vuelve a tocar el suelo. Estos movimientos permiten que el cuerpo avance en posición erguida, alternando el peso soportado en cada pie.

5.1.1.1. Planos de referencia de la marcha

El cuerpo humano está dividido por **tres planos** (Guaura, 2018). En la Ilustración 10 se pueden ver estos planos:

- Plano sagital: divide el cuerpo humano en parte izquierda y derecha.
- Plano transversal: divide el cuerpo en parte superior y parte inferior.
- Plano coronal: es el plano que divide el cuerpo en parte anterior y posterior.

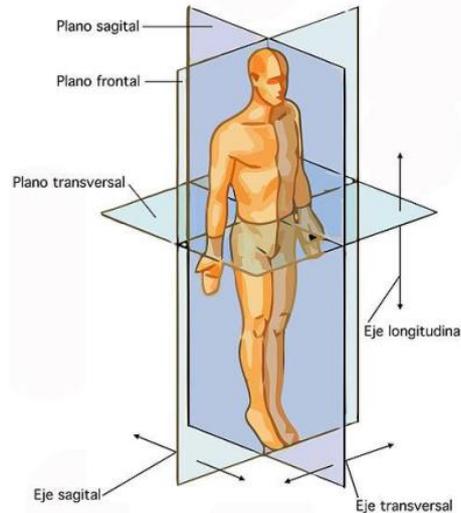


Ilustración 10. Planos anatómicos.

5.1.1.2. Fases del ciclo.

El ciclo de la marcha consta de **dos fases** principales: el apoyo o fase ortostática, y la fase de oscilación. En la Ilustración 11 podemos ver cada una de las fases en el plano sagital («Cinética y dinámica de la locomoción humana», 2007):

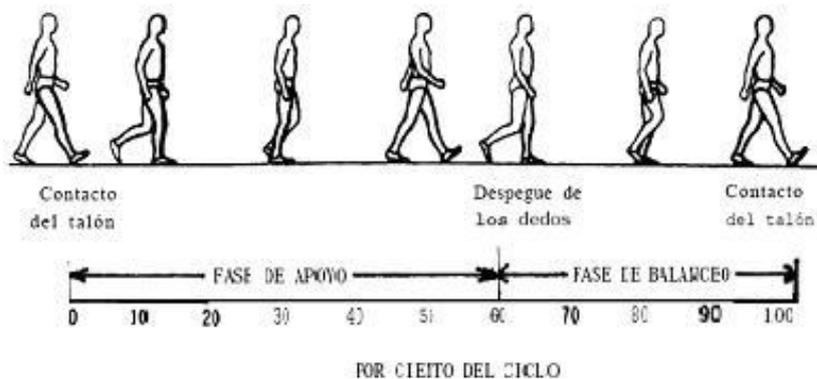


Ilustración 11. Porcentaje de cada fase durante el ciclo de la marcha.

La fase de apoyo dura un **60%** del ciclo, mientras que la fase de balanceo dura el **40%** restante. Según se vaya acelerando la marcha, la fase de oscilación aumenta, y la de apoyo disminuye.

5.1.1.2.1. Fase de apoyo.

La *fase de apoyo* comienza cuando el **talón** de la pierna que va a sostener el peso durante el ciclo, entra en contacto con el suelo. Progresivamente, el pie se despegaba del suelo hasta que solo quedan los dedos del pie en contacto con el mismo (Cabrera, 2017).

En la Ilustración 12 se pueden ver los ángulos de la **rodilla** durante esta fase.

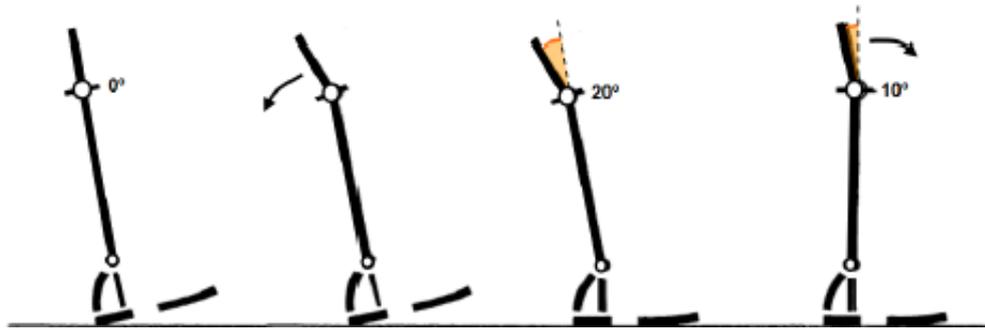


Ilustración 12. Articulación de la rodilla en la etapa de apoyo.

Si comentamos los ángulos de la **cadera**, esta comienza con un ángulo de 30° . Esta articulación acaba con un ángulo de flexión de 0° . En la Ilustración 13 se puede ver la inclinación de la cadera en la etapa de aceleración.

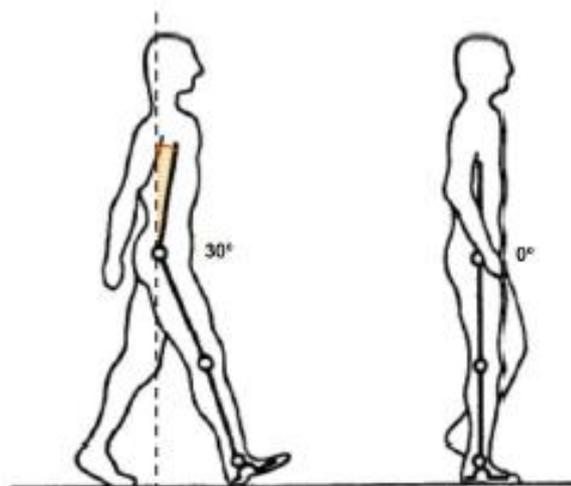


Ilustración 13. Articulación de la cadera en la etapa de aceleración.

5.1.1.2.2. Fase de oscilación.

La *fase de oscilación* se divide al mismo tiempo en tres etapas: aceleración, balanceo medio y deceleración.

En las siguientes ilustraciones, se pueden ver los **ángulos** en el plano sagital que alcanza la articulación de la rodilla en cada etapa, así como los ángulos de la articulación de la cadera en las mismas etapas.

Etapa de aceleración

En la etapa de aceleración, la **rodilla** comienza con unos 10° (posición en la que termina la rodilla en la etapa anterior). En la mitad de esta etapa, la rodilla tiene un

ángulo de 4° de flexión. El pie sigue apoyándose progresivamente según avanza el ciclo y cuando los dedos están en contacto con el suelo, la rodilla tiene una flexión de 40° . En la Ilustración 14 se observan los ángulos de la rodilla en la etapa de aceleración:

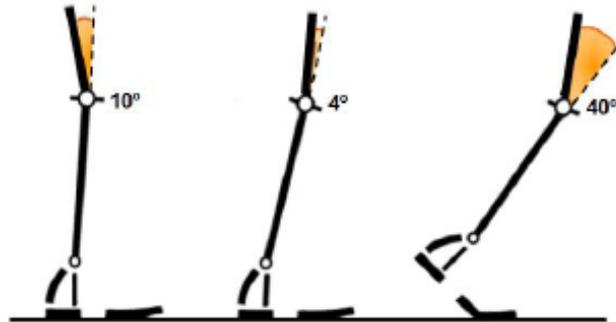


Ilustración 14. Articulación de la rodilla en la etapa de aceleración.

La articulación de la **cadera** comienza en 0° . Cuando se avanza a lo largo de la etapa, la cadera va aumentando la hiper-extensión hasta llegar a los 20° . En la Ilustración 15 se ven los ángulos de la cadera durante la etapa de aceleración:

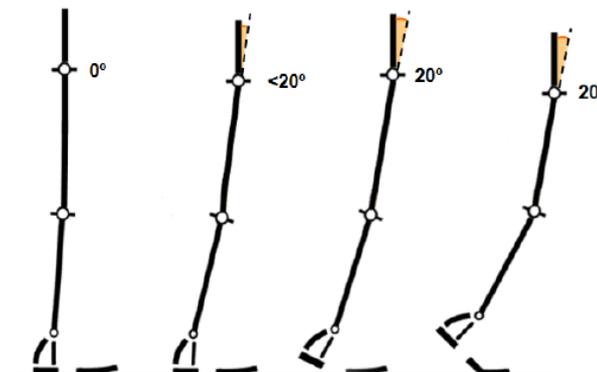


Ilustración 15. Articulación de la cadera en la etapa de aceleración.

Etapa de balanceo medio

En la etapa de balanceo medio la **rodilla** comienza con un ángulo de 40° , y al terminar alcanza un ángulo de 65° . La progresión de la **cadera** comienza con 0° de flexión. A mitad de la etapa la cadera alcanza unos 30° , manteniéndose constante hasta prácticamente el final de la etapa. En la Ilustración 16 se muestran la articulación de la rodilla y la cadera:

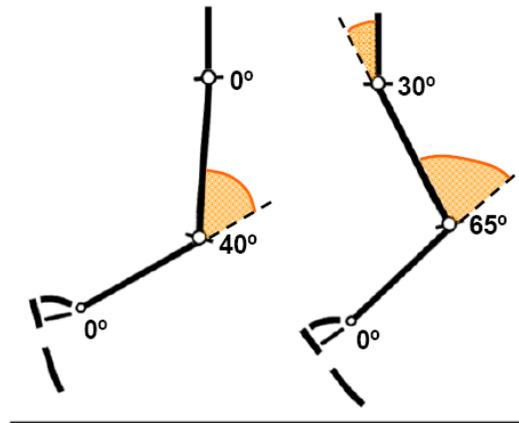


Ilustración 16. Articulación de rodilla y cadera en la etapa de balanceo medio.

Etapa de deceleración

En la fase de deceleración, la **rodilla** se extiende casi por completo. La flexión de la **cadera** se mantiene constante hasta prácticamente el final de la etapa, con un valor de 30°. En la Ilustración 17 se puede ver el ángulo de la rodilla y cadera durante la etapa de aceleración:

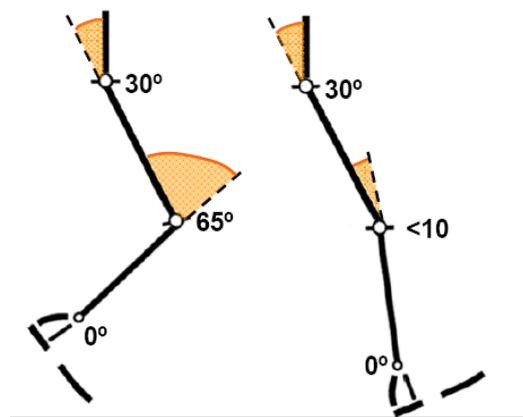


Ilustración 17. Articulación de rodilla y cadera en la etapa de deceleración.

5.2. MOTORES DE CC.

En esta parte se exponen los cálculos necesarios para dimensionar el **motor** que requiere el movimiento de la rodilla a nivel mecánico y eléctrico.

Los motores de corriente continua transforman la energía eléctrica en energía mecánica. Esto se produce por la acción de un **campo magnético**. Están formados principalmente por un rotor y un estator.

El **estator** es la parte exterior fija donde se genera el campo magnético. Es en esta parte donde se encuentran los polos inductores en número par (la mitad polo norte y la otra mitad polo sur). El estator suele estar formado por imanes permanentes (sobre todo en motores de pequeña potencia). Cuando los motores son de estator bobinado, este está compuesto por unos núcleos de hierro y bobinas a su alrededor. Cuando se alimentan las bobinas, estas generan un campo magnético que cambia de polaridad, alternando así norte y sur en el estator.

El **rotor** es la parte móvil del motor, que proporciona el par para mover la carga. Consta de un conjunto de bobinas denominadas inducidas que van arrolladas sobre las ranuras de un núcleo de hierro que recibe el nombre de inducido. Estas bobinas terminan en un **colector de delgas**: son un conjunto de láminas de cobre aisladas entre sí, que forman el colector y las cuales se sueldan los extremos de las bobinas inducidas. El conjunto se monta sobre un eje y está apoyado sobre cojinetes que permiten la rotación del mismo.

Este tipo de motores, sin ningún elemento adicional, giran sin parar hasta que se corte el **suministro de alimentación**. La Ilustración 18 muestra los elementos que forman un motor de continua. (paradacreativa, 2019)

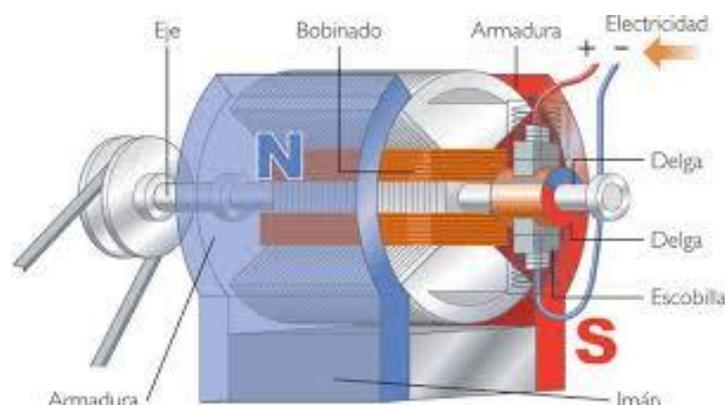


Ilustración 18. Partes de un motor de CC.

5.2.1. Cálculo del par nominal.

El tipo de cálculo requerido para el motor, parte del **esquema** mostrado en la Ilustración 19:

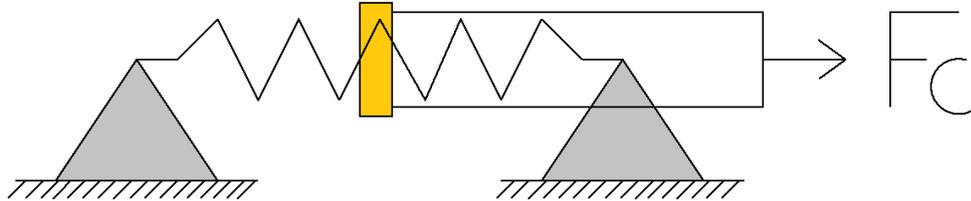


Ilustración 19. Esquema para calcular el motor.

Se define así, ya que el **par** que ejerce el motor se transmite a través de un husillo a una tuerca de bolas. Esta tuerca se mueve de forma lineal sobre el husillo. Este es el actuador que transforma en lineal el movimiento rotativo del eje del motor. En los siguientes apartados, se enumeran todas las ecuaciones necesarias para realizar los cálculos («Ejemplo de cálculo del par motor en sistema lineal, Plotter Router Fresadora CNC, alciro—Projects, alciro.org», 2008).

5.2.1.1. Peso y par de carga.

Hay que tener en cuenta el **peso** de todos los elementos de la carga que tiene que mover el motor para poder calcular el par necesario para iniciar el movimiento.

$$F_c = \text{masa de la carga} \cdot 9.8 \quad (N) \quad (5.1)$$

Se transforma la fuerza a par según el paso y el rendimiento del husillo.

$$T'_c = F_{\text{carga}}(N) \cdot \frac{\text{paso} (m)}{2\pi \cdot \eta} \quad (Nm) \quad (5.2)$$

5.2.1.2. Torque mecánico del motor.

El **torque mecánico** que se busca en las características mecánicas del motor, viene dado por:

$$T_t = T(Nm) + J(Kg \cdot m^2) \cdot \frac{\partial \omega}{\partial t} \left(\frac{rad}{s^2} \right) \quad (Nm) \quad (5.3)$$

En los siguientes puntos se detalla el cálculo de cada término.

5.2.1.2.1. Par mínimo.

El **par mínimo** que tiene que vencer el motor para comenzar a girar, es la suma del par de carga y el par de arranque del motor:

$$T = T_{\text{carga}}(Nm) + T_{\text{arranque}}(Nm) \quad (Nm) \quad (5.4)$$

5.2.1.2.2. Inercia.

La **inercia del conjunto** es la suma de la inercia de cada elemento que lo compone:

$$J = J_{\text{husillo}} + J_{\text{carga}} + J_{\text{motor}} \quad (\text{Kg} \cdot \text{m}^2) \quad (5.5)$$

La **inercia de cada elemento**, viene dado por la geometría o masa.

$$J_{\text{husillo}} = \frac{\pi \cdot \rho \left(\frac{\text{Kg}}{\text{m}^3}\right)}{32} \cdot D \text{ (m)}^4 \cdot L \text{ (m)} \quad (\text{Kg} \cdot \text{m}^2) \quad (5.6)$$

$$J_{\text{carga}} = m \text{ (kg)} \cdot \left(\frac{\text{paso (m)}}{2\pi}\right)^2 \quad (\text{Kg} \cdot \text{m}^2) \quad (5.7)$$

$$J_{\text{motor}} = \frac{1}{2} \cdot m \text{ (kg)} \cdot r \text{ (m)}^2 \quad (\text{Kg} \cdot \text{m}^2) \quad (5.8)$$

5.2.1.2.3. Aceleración.

La aceleración angular que debe alcanzar el **eje** del motor se calcula como:

$$\frac{\partial \omega}{\partial t} = \frac{\omega \text{ (rad)}}{t \text{ (s)}} \quad (\text{rad/s}^2) \quad (5.9)$$

Donde ω es la velocidad angular que alcanza el eje del motor, y t es el tiempo en que se debe alcanzar.

Velocidad angular

Para calcular esta magnitud del eje del motor, hay que tener en cuenta el funcionamiento del **actuador lineal** que se desarrolla.

Funcionamiento del actuador lineal

El eje del motor va acoplado a un husillo de bolas y una tuerca. El motor hace girar el husillo, y la tuerca se desplaza sobre este de forma lineal. Por tanto, para calcular con que velocidad angular se tiene que mover el motor, se plantea una **relación** entre la distancia lineal recorrida por la tuerca, el paso del husillo y el tiempo:

La velocidad angular el rad/s es:

$$\omega = \frac{2\pi}{60} \cdot rpm \left(\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right) = \frac{\omega_1 \text{ rad/s} - \omega_2 \text{ rad/s}}{t \text{ (s)}} \quad (5.10)$$

Las revoluciones por minuto se calculan como:

$$rpm = \frac{n^{\circ} \text{ vueltas}}{t \text{ (min)}} \quad (\text{rpm}) \quad (5.11)$$

Y el número de vueltas se calcula con:

$$n^{\circ} \text{ vueltas} = \frac{\text{distancia lineal (mm)}}{\text{paso husillo (mm)}} \quad (\text{adimensional}) \quad (5.12)$$

5.2.2. Cálculo de consumo.

Para **dimensionar** el motor de forma eléctrica, hay que calcular el consumo de potencia en Watios y el consumo de corriente en Amperios por milisegundo.

5.2.2.1. Potencia.

La potencia en **Watios**, tiene en cuenta el torque del motor en Nm y la velocidad angular:

$$P = T \text{ (Nm)} \cdot \omega \left(\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right) = \frac{T \text{ (Nm)} \cdot n \text{ (rpm)}}{60/2\pi} \quad (\text{W}) \quad (5.13)$$

5.2.2.2. Intensidad.

Con la potencia se puede calcular la corriente en **Amperios** que consume el motor, en función de la tensión de alimentación del mismo:

$$I = \frac{P \text{ (W)}}{V \text{ (V)}} \quad (\text{A}) \quad (5.14)$$

5.3. REGULACIÓN DEL MOTOR.

Para hacer la regulación electrónica del motor, se explican los **tipos de controles** que se pueden implementar. Para poder desarrollar este control adecuadamente, se utiliza un **encoder** y un **driver**.

5.3.1. Tipos de control.

La regulación de un motor consiste en el control del **par** que puede entregar y la **velocidad de giro** que puede transmitir.

El par depende del voltaje al que se alimenta el motor. A mayor voltaje, mayor par puede entregar. La velocidad de giro, sin embargo, depende de los amperios que consuma: a mayor amperaje, mayor velocidad.

En la aplicación de este proyecto, el se implementa un control PID para conseguir la posición deseada y un control PWM para regular la velocidad de giro del motor.

5.3.1.1. Control PWM.

Una señal PWM (Pulse Width Modulation) es una **señal cuadrada**, con una frecuencia constante y por lo tanto periodo constante. («CONTROL DE LA VELOCIDAD Y SENTIDO DE GIRO DE UN MOTOR DE CORRIENTE DIRECTA EMPLEANDO PWM», 2017)

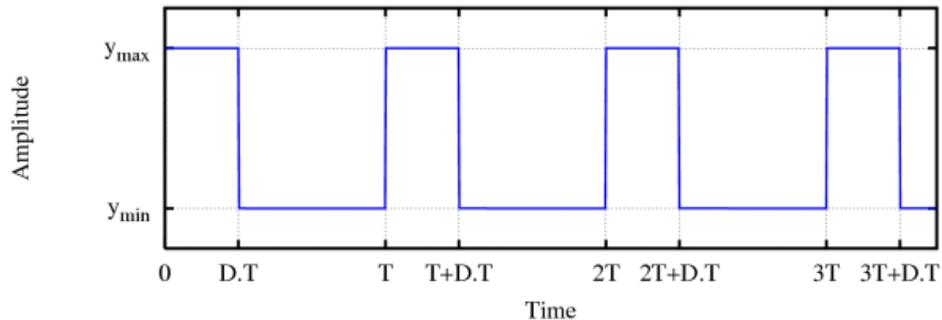


Ilustración 20. Señal PWM.

Como se puede ver en la Ilustración 20, la **amplitud** es escalonada: alta y baja. El ciclo de trabajo o "Duty Cycle", hace referencia al porcentaje del periodo en el que la amplitud (voltaje de alimentación del motor) está en estado alto. («Modulación por ancho de pulso (PWM) – El rincón de Maxwell», 2016)

Configurando el ciclo de trabajo, sin variar la frecuencia (periodo constante, ver Ilustración 20. Señal PWM.) se puede controlar la velocidad de giro. («Regulación de velocidad en motor de corriente continua», 2017)

5.3.1.2. Control PID.

Un control PID está formado por la parte proporcional (P), la acción integral (I) y la derivativa (D). El esquema básico de un control PID se muestra en la Ilustración 21:

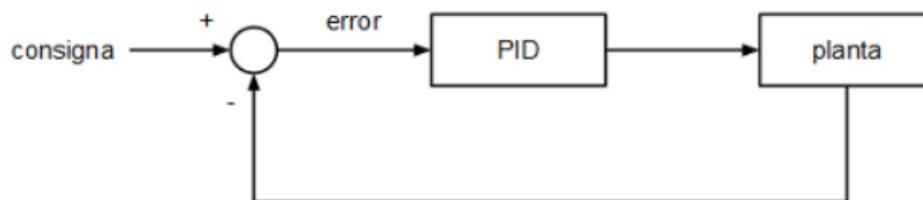


Ilustración 21. Control PID.

Se determina un **valor consigna**, y se compara constantemente con el valor que llega a la carga. De esta comparación surge un error, y es este valor el que se compensa con el control PID. Puede ser analógico o digital. (Morales, 2015)

Como se puede apreciar en la Ilustración 22, los motores utilizan más energía en el arranque (régimen transitorio), y tardan un tiempo en **estabilizarse** (régimen permanente): («Robótica—Control PID de posición con librería para Arduino», 2019)

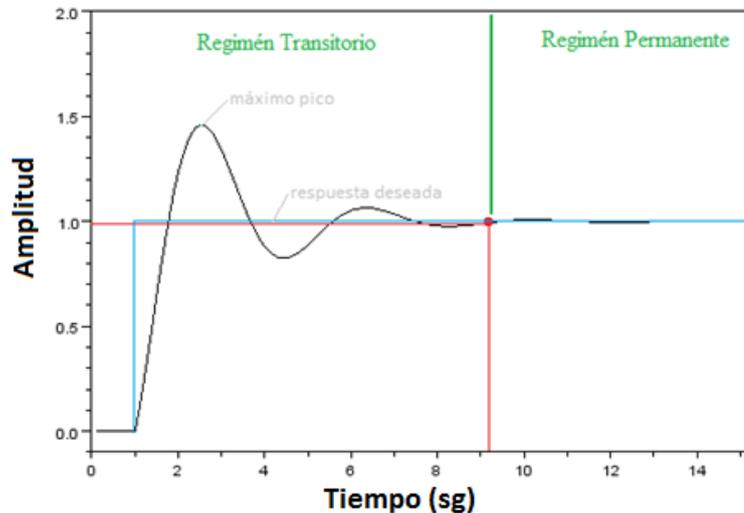


Ilustración 22. Respuesta control PID.

La onda **sinusoidal** es la respuesta del motor sin control PID. La **onda de escalón unitario** sería la respuesta del mismo en el arranque ante un PID. Este último se define por la siguiente expresión general:

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \frac{de(t)}{dt}$$

El término $u(t)$ es el error a la salida del controlador. La parte proporcional y derivativa actúan sobre el error $e(t)$ o $e(\tau)$ a la entrada del controlador.

Las constantes actúan de la siguiente forma:

Acción proporcional K_p :

Hace que el error tienda a **cero** en estado estacionario. Disminuye el tiempo de pico máximo en amplitud, pero no reduce el tiempo que se tarda en alcanzar el régimen transitorio. Se encarga de mover el motor durante la mayor parte del recorrido. Variando el factor K_p se modifica la posición designada que tiene que alcanzar el motor. Influye sobre la velocidad de respuesta del sistema: a menor K , el sistema tarda más en alcanzar la consigna. Si este valor es demasiado elevado, se puede sobrepasar la consigna, y generar sobre-oscilaciones. Este componente proporcional arrastra un error acumulativo durante el tiempo de funcionamiento.

Acción integral K_i :

Acumula los errores mencionados en la acción proporcional en el tiempo, y tiende a corregirlo totalmente en un periodo extendido. Si el valor de esta constante es muy pequeño, el sistema tardará mucho tiempo en eliminar el error. Esta acción disminuye el tiempo que se tarda en alcanzar el régimen transitorio, pero tiene como inconveniente que empeora la respuesta en esta fase ya que tiende a oscilar, más incluso que en la acción anterior.

Acción derivativa K_d :

Tiende a reducir las velocidades de variación en el error. Se encarga de mejorar la respuesta en régimen transitorio y en reducir el tiempo de disparo. Se encarga de controlar la velocidad con la que se mueve el motor según se aproxima a la posición designada, y de reducir la oscilación del control proporcional e integral. Sin embargo, un valor demasiado elevado de esta constante, puede provocar oscilaciones en el comportamiento del conjunto.

Para calcular estos valores, hay que estudiar el sistema a través de la transformada de **Laplace**, buscando en qué puntos (polos y ceros) el controlador PID tiene que actuar.

Por último, hay que tener en cuenta el **tiempo de muestreo**. Es el tiempo que el microcontrolador tarda en realizar los cálculos. Interfiere con el control integral y derivativo, pero no en el control proporcional. (Monografias.com, 2009)

5.3.2. Encoders.

Los encoders son **transductores rotativos** que indican la posición angular de un eje. También pueden indicar velocidad y aceleración de un motor. Se clasifican según su tecnología y codificación.

5.3.2.1. Según la tecnología.

Según el tipo de tecnología, pueden ser ópticos o magnéticos. Los encoders **magnéticos** dan la posición cuando se genera un cambio en el campo magnético generado por la presencia de un objeto ferro-magnético. En la Ilustración 23 se muestra la resolución encoder magnético, ya que esta depende de los imanes que se incluyan:

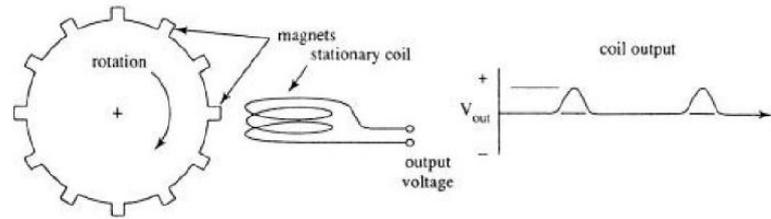


Ilustración 23. Encoder magnético.

Los encoders **ópticos** están formados por un disco conectado al eje que rota. Este disco tiene partes transparentes y opacas, que forman una codificación. Los rayos infrarrojos pasan por la parte transparente y son recibidos por un fototransistor. Dependiendo de por qué partes cruce la luz a través del disco, se codifica una posición u otra. Gracias a esta codificación se controla el sentido del giro, la velocidad, etc. Estos sensores tienen una alta resolución, velocidades de operación muy altas y son seguros. En la Ilustración 24 se observa un encoder óptico. («¿Qué es un encoder, cuáles son sus tipos y para qué sirven?», 2017)

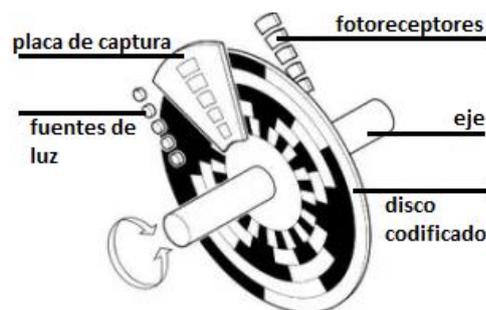


Ilustración 24. Encoder óptico.

5.3.2.2. Según la codificación.

Según la codificación del disco, los encoders pueden ser incrementales o absolutos.

Los encoders **incrementales** contienen un número específico de pulsos por revolución. Por lo general sólo tiene un canal de salida, ya que se utilizan en aplicaciones donde conocer el sentido de giro no es importante. Si se necesita saber en qué sentido giran, se introducen dos canales de 90° y la dirección del movimiento se determina según el desfase que haya entre ellos. Este tipo de encoder, solo indica movimiento. Para saber la posición, los pulsos deben ser acumulados por un controlador que son referenciados a una posición de origen.

Por otro lado, la codificación de los encoders **absolutos** genera un mensaje digital que representa el número de bits de salida en código binario o código Grey.

Cada vuelta o paso que se recorre, sólo cambia un bit del mensaje para reducir errores. Informan sobre la posición, el ángulo y las revoluciones por cada incremento angular. Cada incremento angular tiene un patrón característico, por lo que sólo existe un código para cada patrón, y por tanto la posición es absoluta. En la Ilustración 25 se muestra un encoder absoluto e incremental: («ENCODER | Que es, para que sirve, tipos y como funciona», 2018)

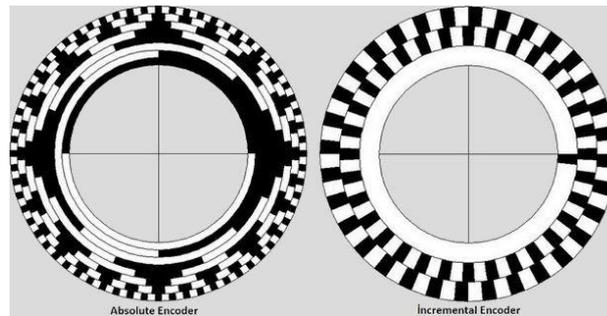


Ilustración 25. Encoder absoluto e incremental respectivamente.

Si nos referimos a un encoder **monovuelta**, solo puede medir la posición absoluta en un giro. Sin embargo los encoders **multivuelta** pueden indicar la posición en una circunferencia y determinar el número de vueltas.(Mecafenix, 2017a)

Estos dispositivos también son conocidos como **transductores** de velocidad angular e intensidad que transforman estas magnitudes en voltaje.

5.3.3. Drivers – etapa de potencia.

Un driver es un amplificador de corriente cuya función es tomar una pequeña señal de control de baja corriente (generada por un microcontrolador para enviar una orden de pocos mA), y convertirla en una señal de alta corriente (ya que una fuente externa alimenta el motor con un amperaje mayor), capaz de alimentar el motor. En este caso se utiliza un driver controlador por PWM, que irá variando la tensión eficaz que se entrega al motor, y por tanto, variando su velocidad. («Como construir un puente H barato y Arduino», 2019).

La velocidad inicial debe ser mayor en el arranque hasta que la carga adquiera la inercia suficiente como para continuar con la velocidad deseada. La velocidad del eje se compara constantemente con la velocidad deseada, y la diferencia se compensa a través de una **etapa de potencia**. («Controlar motores de corriente continua con Arduino y L298N», 2016)

5.3.3.1. Puente en H.

Este driver permite controlar el sentido de giro del eje del motor y la velocidad con la que lo hace. Consta de 4 transistores que permiten el paso de corriente de la siguiente forma:

Sin embargo cuando se alimentan los transistores T1 y T4, el motor gira en un sentido. Cuando se alimentan los transistores T2 y T3, el motor gira en sentido contrario que en el caso anterior. En la Ilustración 26 se muestra la **circulación de la corriente** en un puente en H en función del sentido de giro: activando los transistores mediante control PWM podemos variar la velocidad del motor. (Mecafenix, 2017b)

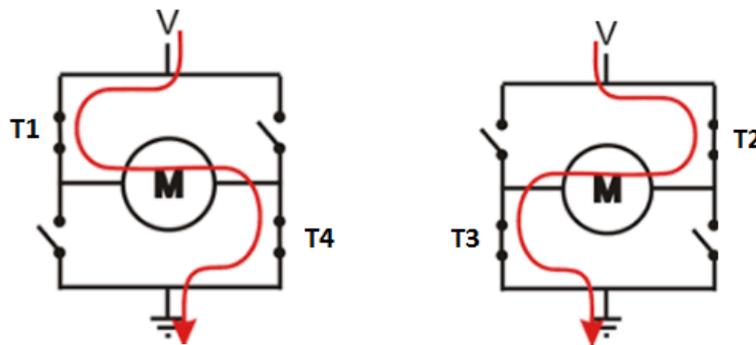


Ilustración 26. Alimentación de puente en H.

5.4. ACTUADORES.

Un actuador es un elemento que se encarga de **transformar** un tipo de movimiento en otro. En este proyecto se busca transformar el movimiento de giro en un movimiento lineal. Para conseguir esta relación hay que utilizar varios elementos, explicados a continuación.

5.4.1. Husillo y tuerca.

Para hacer la **conversión de movimiento**, se estudian los husillos con una tuerca, acoplados a un motor. El movimiento del motor hace girar el husillo, lo que provoca un desplazamiento de la tuerca sobre el mismo.

Para una mayor eficiencia del conjunto, se explican las tuercas de bolas ya que las tuercas que no contienen bolas poseen un peor rendimiento.

5.4.1.1. Husillo y tuerca de bolas.

Entre la tuerca y el husillo, existe un **movimiento relativo** de traslación y rotación simultáneas respecto al mismo eje. Estos movimientos se relacionan por el paso de rosca del husillo.

El giro del husillo hace avanzar la tuerca, pero el desplazamiento de la tuerca no puede hacer girar el husillo por el ángulo tan desfavorable de transmisión del sistema en este sentido. Por tanto, para mover el sistema, se actúa sobre el husillo. («Mecapedia-Husillo de bolas», 2006)

El **paso** del husillo equivale a la distancia lineal que recorre la tuerca sobre el husillo por cada revolución del eje. Permite altas velocidades de desplazamiento con mucha precisión y con diferentes cargas.

La **eficiencia** de este sistema es del 90%. La carga se reparte entre las bolas y por la rotación de las mismas se reduce la fricción. Tiene gran precisión en el posicionamiento. (hepcomotion.com, 2019)

Precarga

Los husillos con precarga están diseñados para evitar la holgura en los cambios de giro. La pista tiene un diámetro mayor que la bola de la tuerca para rectificar la rodadura de la bola, de forma que solo tengan dos puntos de contacto con el husillo. Esto, evita la holgura entre el movimiento de rotación y lineal al cambiar de sentido sin aumentar el rozamiento. En la Ilustración 27 se puede observar un corte transversal de la tuerca. (*Skf.1.pdf*, s. f.)

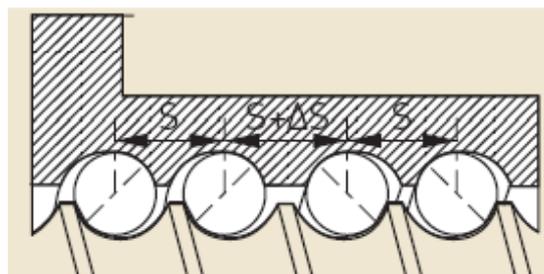


Ilustración 27. Pistas de la tuerca con precarga.

5.4.2. Cabeza de rótula.

Para que el actuador funcione correctamente, son necesarios otros elementos para controlar la posición del motor y acoplarlo al conjunto.

Las cabezas de articulación con rótula son **cojinetes** denominados esféricos deslizantes. Constan de un soporte con forma de ojo, sobre el que se integra una

rótula esférica. El soporte lleva una rosca al final, que puede ser macho o hembra. También las hay roscas disponibles a izquierdas y a derechas. («Cabezas de articulación», 2019)

Este tipo de articulación permite el **movimiento** en dos sentidos, ya que por el ojo de la rótula esférica se introduce un vástago. El movimiento que realizan es oscilante o de rotación, con una holgura insignificante. En la Ilustración 28 se observa el movimiento de la rótula fijando el eje del ojo. («Cabeza de rótula pivotante (para articulaciones) con vástago roscado—Acero inoxidable (DIN 648) (WDS 852) | WDS», 2019)



Ilustración 28. Movimientos de la cabeza de rótula.



6. DESARROLLO DEL SISTEMA MECATRÓNICO.

Durante el **desarrollo** se han hecho los cálculos y diseños pertinentes para que el actuador cumpla con el propósito del proyecto. La elección de componentes electrónicos y mecánicos **depende** de estos cálculos.

Este apartado tiene como puntos generales:

- Explicar cómo se ha generado el modelo 3D a partir del modelo real.
- Cálculos mecánicos necesarios para dimensionar las piezas en 3D o metálicas.
- Cálculos eléctricos y electrónicos, tanto individuales como del conjunto.

En la Ilustración 29 se puede ver el actuador final.



Ilustración 29. Conjunto ensamblado a la férula.

6.1. FÉRULA.

Todo el desarrollo del proyecto parte de una **férula comercial** adquirida anteriormente. El modelo es TScope, del fabricante Breg. A continuación se explican las características de esta y como se ha obtenido el modelo 3D a partir del modelo físico de la misma.

6.1.1. Definición y características técnicas.

Se define como ortesis o férula el dispositivo ortopédico que ayuda a corregir las carencias estructurales y funcionales del cuerpo humano. Estas no sustituyen ninguna extremidad del cuerpo sino que ayudan a que el funcionamiento de la articulación sea correcto. En este caso, la acción de la férula en el portador es de estabilizar la rodilla.

La férula se ajusta a la extremidad con unas tiras de tela dependiendo del grosor de la pierna del individuo. También se puede extender o acortar según la longitud de la pierna. Consta de unas partes de plástico para hacer más sencilla y cómoda la adaptación de la ortesis a la pierna, como se puede observar en la Ilustración 30.



Ilustración 30. Fotos de la férula sobre el portador.

Limita la flexión y extensión de la articulación de la rodilla por las barras rígidas telescópicas y por el mecanismo en la zona de la rodilla, pudiéndose bloquear a diferentes grados.

6.1.2. Modelo 3D de la férula.

El modelo 3D se ha desarrollado con un software informático. Es un software para diseño y modelado de elementos 3D partiendo de bocetos en 2D. Para poder calcular las medidas del actuador lo más fielmente posible a la realidad, es necesario representar la férula en 3D.

La férula completa en Inventor quedaría como se muestra en la Ilustración 31:

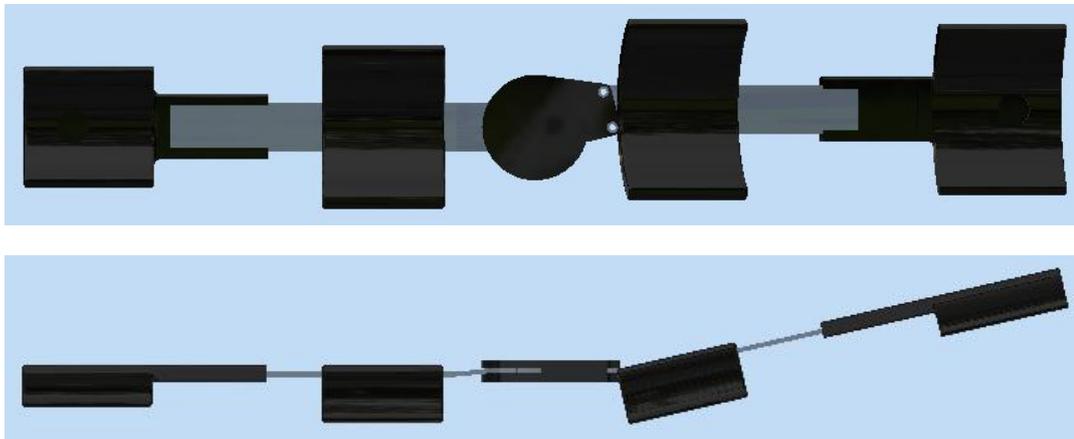


Ilustración 31. Vistas de la férula en Inventor.

A continuación se explicará cómo se han tomado las medidas reales de la férula para dibujar el boceto en Inventor 2019.

6.1.2.1. Parte superior de la férula.

Primero, se han tomado las medidas necesarias para generar el eslabón y el engranaje que hay a la izquierda, como se puede ver en la Ilustración 32.



Ilustración 32. Parte superior de la férula real.

El esquema a seguir para calcular las medidas del elemento de unión del eslabón superior e inferior se muestra en la Ilustración 33:

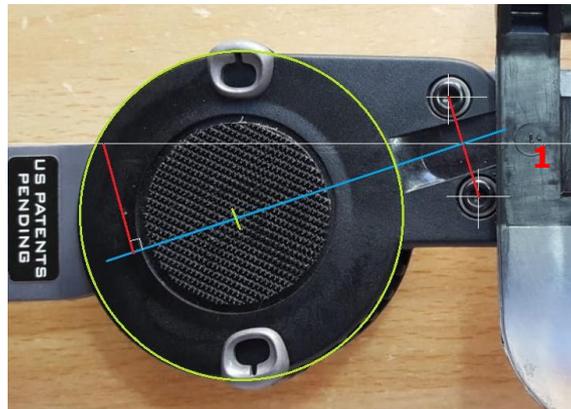


Ilustración 33. Esquema para tomar medidas reales.

Siguiendo este esquema y tomando medidas sobre la férula real, se puede dimensionar el eslabón completo, incluyendo las alteraciones por los ángulos en puntos estratégicos para que la ortesis sea más ergonómica.

Se realiza el boceto, y al realizar la extrusión obtenemos pieza mostrada en la Ilustración 34:

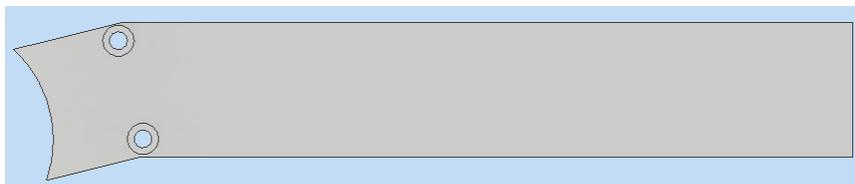


Ilustración 34. Pieza superior del modelo 3D de la férula.

Esta pieza tiene una desviación de 13° a partir de cierto punto cuya medida se ha tomado directamente sobre la férula. Para realizar esta desviación se ha trabajado con la vista en planta, véase Ilustración 35:

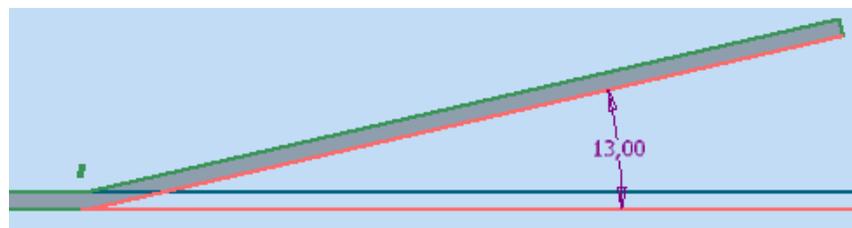


Ilustración 35. Vista en planta de la parte superior de la férula.

Solo queda representar la pieza que une ambos eslabones. El procedimiento de medida es el mismo que el explicado anteriormente. A partir de este boceto se obtiene la Ilustración 36:

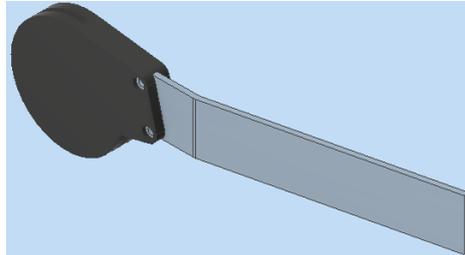


Ilustración 36. Parte superior de la férula en 3D.

6.1.2.2. Parte inferior de la férula.

Las medidas de la parte inferior se realizan de manera directa sobre las piezas mostradas en la Ilustración 37:



Ilustración 37. Parte inferior de la férula real.

Este eslabón tiene un engranaje en la zona derecha del mismo. Obtenemos la extrusión mostrada en la Ilustración 38:



Ilustración 38. Parte inferior de la férula real.

Además tiene una desviación de 6° en la vista de planta, como se puede ver en la Ilustración 39:

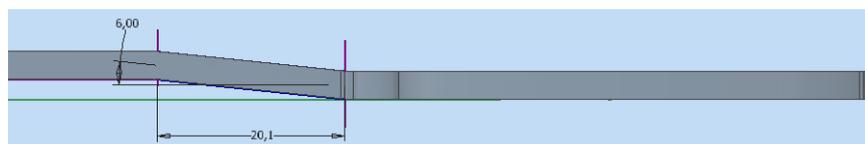


Ilustración 39. Desviación de 6° en el eslabón inferior.

6.1.2.3. Piezas de sujeción de la férula.

Por último, se puede ver en la imagen Ilustración 40 que la férula dispone de unas piezas de plástico para acoplarse a la extremidad inferior.



Ilustración 40. Piezas de plástico para sujetar la férula a la pierna.

Para calcular las medidas interiores se ha colocado la férula en la pierna y se ha marcado a qué altura van estas piezas en el portador. Después, se ha medido la longitud de la circunferencia de la pierna, y con la fórmula 6.1 se han obtenido los datos del radio interior de las piezas de plástico. Los datos restantes se han calculado de manera empírica en la propia ortesis y se muestran en la Tabla 1.

$$r = \frac{L}{2\pi} \quad (6.1)$$

Tabla 1. Relación entre longitud de la pierna del portador y radios de las piezas auxiliares.

	Longitud de la circunferencia de la pierna (mm)	Radio interior de la pieza (mm)	Radio exterior de la pieza (mm)
Pieza 1	510	81.2	88.5
Pieza 2	360	57.3	67.3
Pieza 3	300	47.8	57.8
Pieza 4	250	39.8	49.06

Con las medidas de la tabla anterior, se pueden bocetar las piezas de plástico y obtener las extrusiones. Todas las piezas se han obtenido a partir del boceto mostrado en la Ilustración 41:

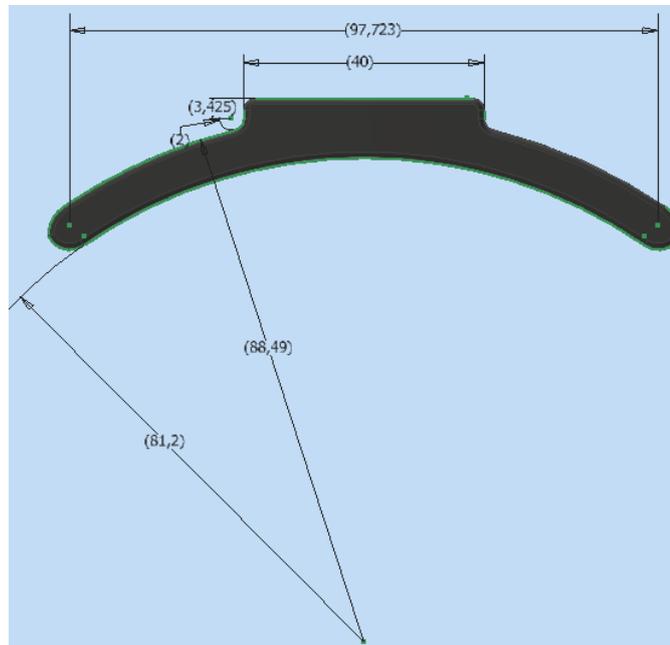


Ilustración 41. Medidas de la pieza 1 sobre boceto.

Las piezas extruidas se muestran en la Ilustración 42:

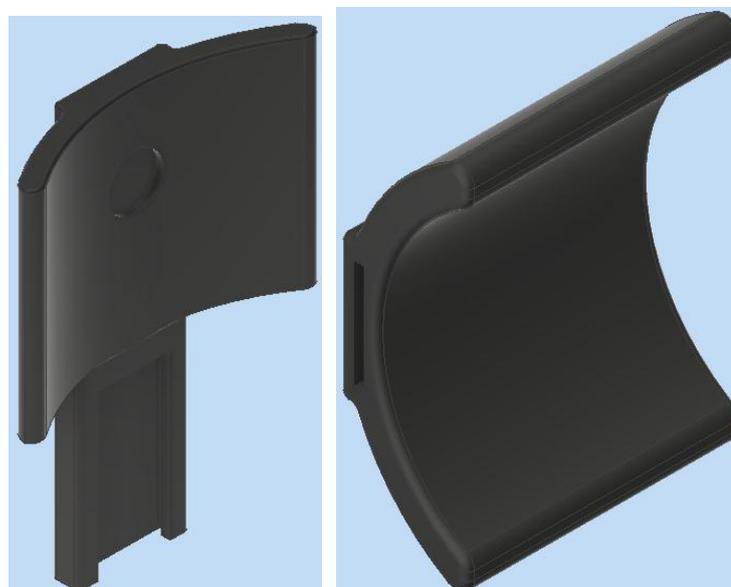


Ilustración 42. Vistas de la pieza 1 y 2.

Las piezas 3 y 4 tienen la misma forma pero con las medidas correspondientes.

6.2. ASISTENCIA MECATRÓNICA DE LA FÉRULA.

El diseño del actuador está enfocado a un **caso en concreto**, con necesidades específicas. El portador presenta un cuadro de una lesión neuropática con episodios de dolor irruptivo, basal y paroxístico. Además, muestra sensaciones de disestesia y parestesia (diagnóstico de informe médico del paciente).

Esto **se traduce en** espasmos y calambres en los músculos que no permiten la marcha normal en el paciente. También sufre de episodios donde los músculos quedan inservibles ya que a pesar de que la señal cerebral llegue correctamente a este, al estar dañado el nervio crural, el músculo no responde correctamente.

La **función** de este sistema mecatrónico es dar asistencia a la marcha cuando se produzca un episodio de dolor irruptivo y de sensaciones de adormecimiento muscular, para que el portador pueda caminar sin preocupaciones a pesar de estos episodios.

El **campo** donde se trabajará a lo largo del proyecto, se ve afectado por el plano sagital (pierna derecha) y el plano transversal (parte inferior del torso).

6.2.1. Elementos del sistema mecatrónico.

El sistema mecatrónico **consta** de un motor que hace girar el husillo. Este dispone de una tuerca de bolas con tres canales, instalada sobre él, que se desplaza sobre el husillo según el sentido de giro.

Para **controlar** la posición y la velocidad con la que el sistema alcanza la posición deseada son necesarios un sensor de posición angular, un driver que regula el motor mediante PWM y un microcontrolador. Además, hacen falta varias piezas mecánicas tanto para el actuador, como soportes del resto de elementos.

El total de piezas diseñadas es de doce elementos. Las cotas y planos de conjunto se recogen en el Anexo 2.

6.2.1.1. Motor

Es el elemento motriz que se encarga de flexionar o extender la articulación de la rodilla. Cuando el motor gira en un sentido se realiza la flexión y la tuerca se mueve acercándose a él. Cuando se alcanzan los 90° máximos de flexión en este desarrollo, el motor cambia de sentido de giro para realizar la extensión hasta los 0° mínimos alejándose dicha tuerca de este.

6.2.1.2. Actuador lineal.

Tiene la función de realizar la transformación del movimiento circular de un eje en movimiento lineal. Consta de una tuerca de bolas que recorre el husillo en sentido longitudinal. También incluye las piezas diseñadas necesarias para ensamblar los propios elementos del actuador entre sí, y fijar el actuador a la férula. En la Ilustración 43 se puede observar el conjunto completo del actuador.



Ilustración 43. Elementos principales del sistema.

6.2.1.3. Encoder.

Es el sensor de posición angular que proporciona los grados de flexión y extensión en los que se encuentra la articulación de la rodilla. En función de estos grados, se actúa en consecuencia con el motor.

6.2.1.4. Driver.

Es el elemento electrónico de potencia que regula el motor (tanto velocidad como sentido de giro), en función del valor de entrada que se aplica en los pines de control correspondientes. Los valores de entrada del PWM y los proporciona el microcontrolador que, en su programación, hará uso del control PID para calcular el valor de la entrada que hay que proporcionar al driver.

6.2.1.5. Soportes mecánicos.

En el conjunto existen unas varillas de acero para unir los elementos del actuador. Además, dichos elementos dotan de una mayor robustez al conjunto.

Para ensamblar el motor al actuador es necesario un acople entre el husillo y el motor. También hay que acoplar el motor al actuador físicamente a través de un soporte con el fin de imprimirlo en 3D.

Para fijar el actuador con el motor a la férula se han diseñado unos soportes de aluminio. Para asegurar que el actuador se mueve de forma lineal y las desviaciones que tienen los eslabones de la férula no suponen inconveniente, se han añadido unas rótulas para corregirlos. Por último, queda anclar el encoder a la férula para lo que se ha desarrollado un anclaje en el programa de CAD para imprimirlo en 3D.

6.2.2. *Funcionamiento del sistema mecatrónico.*

El ciclo del paso se puede dividir por porcentajes según los grados que la rodilla se flexiona o se extiende. Para realizar el estudio del motor se toma la Ilustración 44, y se da un valor de 200 milisegundos a cada tramo. Se ha decidido dividir el ciclo de Gait cada 10%, por tanto tendremos diez tramos en el estudio. Podemos hacer la relación entre los grados y los milisegundos que se tardan en alcanzar estos grados para calcular la relación angular y lineal del movimiento del actuador. En la Ilustración 44 podemos ver esta relación entre grados y tanto por ciento del ciclo:

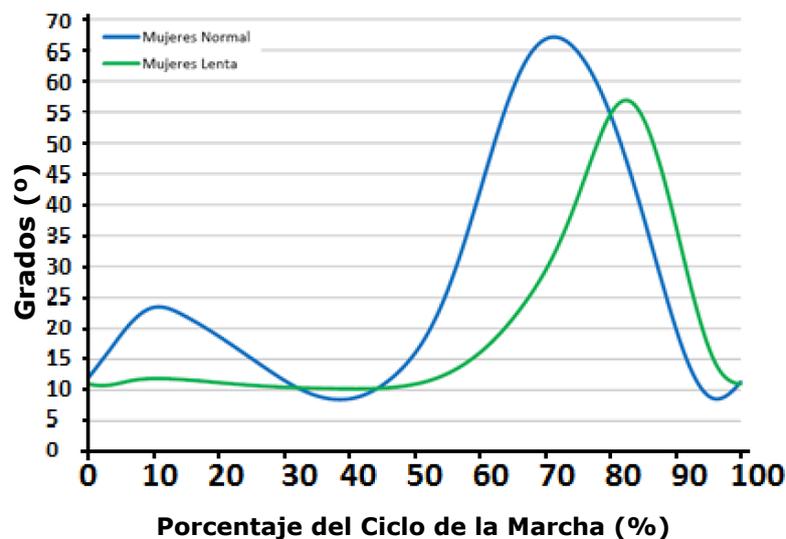


Ilustración 44. Porcentaje de la marcha frente a los grados recorridos en la articulación de la rodilla en la marcha normal.

En la Ilustración 45 se observan algunos ejemplos de cómo quedaría el actuador cuando este alcanza 20° y 70°, durante el ciclo de la marcha.



Ilustración 45. Ejemplos de ángulos barridos por el actuador durante la marcha.

Para ajustar la regulación del motor correctamente se han obtenido los ángulos iniciales y finales de cada tramo, y con estos grados se ha calculado qué recorrido lineal recorre la tuerca sobre el husillo. La relación de ángulos se observa en la Tabla 2:

Tabla 2. Relación entre porcentaje del ciclo, milisegundos y grados de cada tramo.

Porcentaje del ciclo de marcha	Tramo	Ángulo inicial (°)	Ángulo final (°)	Ángulo barrido (°)
0% - 10%	0	12	24	12
10% - 20%	1	24	19	5
20% - 30%	2	19	12	7
30% - 40%	3	12	8	4
40% - 50%	4	8	13	5
50% - 60%	5	13	42	29
60% - 70%	6	42	68	26
70% - 80%	7	68	56	12
80% - 90%	8	56	20	36
90% - 100%	9	20	12	8

Con esta relación angular se puede calcular el número de vueltas que tiene que dar el husillo en cada tramo. Los datos obtenidos se pueden ver en la Tabla 3:

Tabla 3. Relación entre recorrido lineal y número de vueltas.

Posición inicial (mm)	Posición final (mm)	Recorrido (mm)	Número de vueltas
340,128	334,533	5,595	1,40
334,533	337,314	2,781	208,58
337,314	340,128	2,814	211,05
340,128	341,168	1,04	78,00
341,168	339,803	1,365	102,38
339,803	319,305	20,498	1537,35
319,305	258,586	60,719	4553,43
258,586	302,005	43,419	3256,43
302,005	336,809	34,804	2610,30
336,809	340,128	3,319	26,07

Serán estos datos los que se tomarán para calcular más adelante las velocidades y aceleraciones de cada tramo.

6.3. DISEÑO MECÁNICO DEL SISTEMA.

En este apartado se explicará cómo se han obtenido las **dimensiones mecánicas** de los elementos del conjunto, incluidos el actuador y los soportes.

6.3.1. Elementos del actuador.

El actuador lineal presenta varios problemas a la hora de ser un diseño funcional, eficiente y cómodo en el momento de ser usado. Los dos problemas más importantes son geométricos y el peso de la carga.

6.3.1.1. Soporte del actuador.

Estas piezas están diseñadas como bancada del actuador, es decir, son las piezas donde se van a realizar los esfuerzos de torsión. El objetivo es dimensionar esta bancada de forma que admita estos esfuerzos sin deformación, librando el choque con la férula durante todo el movimiento.

Para que el actuador no restrinja el movimiento de la férula se han diseñado las piezas con unas pestañas, de forma que el conjunto quede separado a cierta distancia. Hay que hacer los orificios por los que se introducirán las varillas y también hay que

tener en cuenta el acople del motor y el husillo para dimensionar correctamente otros orificios así como las longitudes cuando se añadan las tuercas y arandelas para fijar el conjunto.

Las piezas obtenidas, siendo la de la izquierda la superior del conjunto y la de la derecha la inferior, se pueden ver en la Ilustración 46:

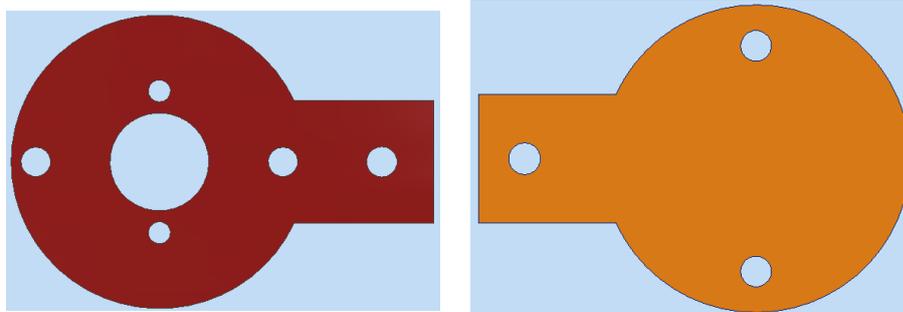


Ilustración 46. Piezas de aluminio del actuador.

6.3.1.2. Piezas 3D.

En este actuador hay dos piezas diseñadas para ser impresas en 3D. Se ha decidido este tipo de implementación ya que los elementos que van a albergar necesitan estar protegidos, pero no soportan esfuerzos mecánicos significativos. Los dos elementos del actuador que van a estar protegidos son la tuerca del husillo y un rodamiento que se va a utilizar para centrar al mismo.

Ya que ambos elementos son comerciales, se han utilizado las medidas de las fichas técnicas para dimensionar las piezas en 3D. En el caso de la tuerca del actuador, se han tenido en cuenta las varillas, arandelas, tuercas de apriete, el husillo y los tornillos para sujetarla a la pieza 3D. En el caso del rodamiento solo se han necesitado las medidas de las varillas, arandelas y tuercas. En la Ilustración 47, la pieza de la izquierda es la que protegerá la tuerca del husillo y la de la derecha alojará el rodamiento.

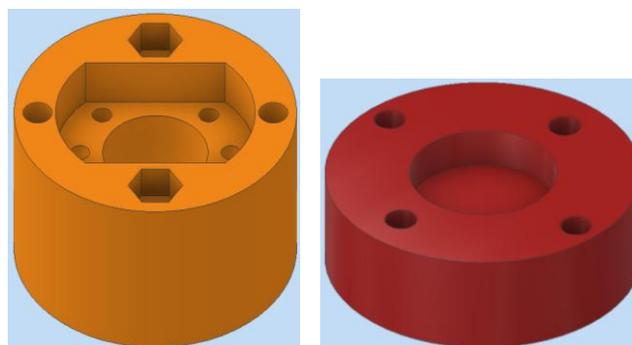


Ilustración 47. Piezas diseñadas para imprimir en 3D.

6.3.1.3. Soporte a férula.

La ortesis sobre la que se trabaja es únicamente mecánica. A día de hoy es necesario que el sistema que, se va a integrar, se pueda retirar en cualquier momento, según las necesidades del individuo. Para conseguirlo se han desarrollado dos soportes para colocar el actuador sobre la férula sin modificarla mecánicamente, y que se puedan retirar en el momento necesario.

Estos soportes se abrazan alrededor de la férula. En la Ilustración 48 podemos ver como quedaría el anclaje en la férula.

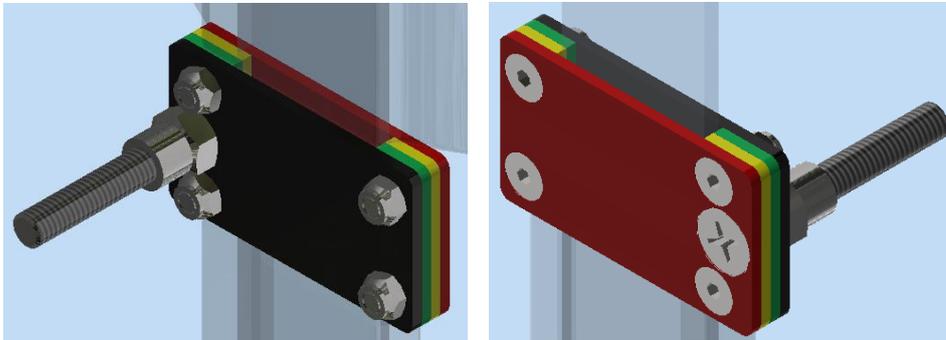


Ilustración 48. Vista anterior y posterior del soporte del actuador a la férula.

Se pueden distinguir cuatro piezas principales del anclaje. Está la pieza donde van insertadas las cabezas de tornillo, con los orificios avellanados para que las cabezas de tornillo no molesten al individuo. Se instala por el interior de la férula, y por tanto la que más próxima a la piel se encuentra.

Consecutivamente se encuentran dos piezas diseñadas para suplir el espesor del eslabón de la ortesis, de forma que se pueda atornillar con el par máximo posible sin deformar la pieza descrita anteriormente. Estas piezas están formadas por dos partes, colocadas cada una a un lado de la férula.

Por último se encuentra la pieza que instalada por el exterior de la férula, y por donde sobresale la rosca del tornillo. Esta pieza no tiene ninguna característica concreta como las anteriores. Sólo tiene los orificios por los que después se introducirán los tornillos. Tiene la misma geometría que la pieza mostrada en la Ilustración 49.

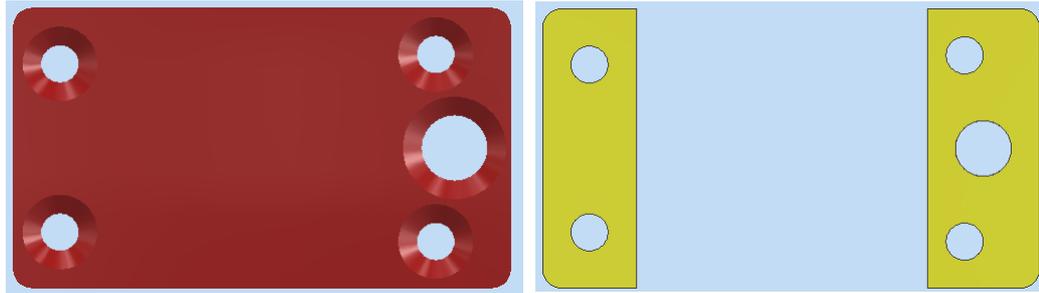


Ilustración 49. Piezas exteriores e interiores del soporte a la férula, respectivamente.

6.3.1.4. Cabezas de rótulas.

La parte superior de la férula tiene un ángulo de 13° con respecto a la vertical que une la rodilla en la cadera, como se puede ver en la Ilustración 50.

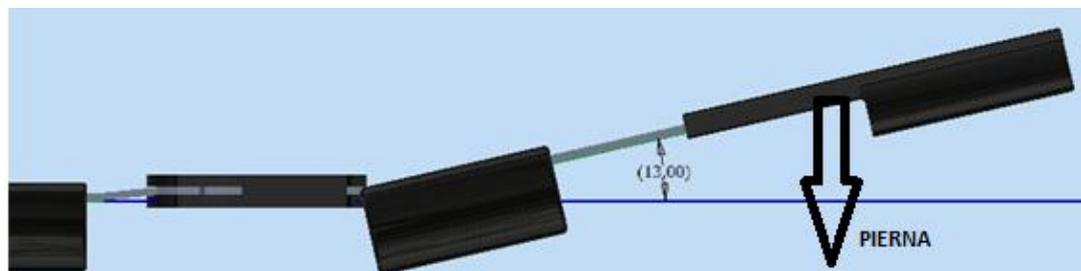


Ilustración 50. Desviación de 13° .

Es imprescindible que el movimiento lineal del actuador se produzca en el mismo eje pero a la vez tenga cierto juego, ya que cuando se produce el paso este ángulo de 13° varía. Se ha decidido poner una rótula en cada soporte para tener esta libertad y corregir los grados para que el movimiento lineal sea correcto.

En este elemento hay una esfera interior con un orificio, por donde se introduce el vástago roscado del tornillo del soporte a la férula. Para que la rótula se pueda mover los grados suficientes, hay que añadir unos casquillos alrededor de estos orificios. Ensamblada en el conjunto del anclaje a la ortesis, queda como se muestra en la Ilustración 51:

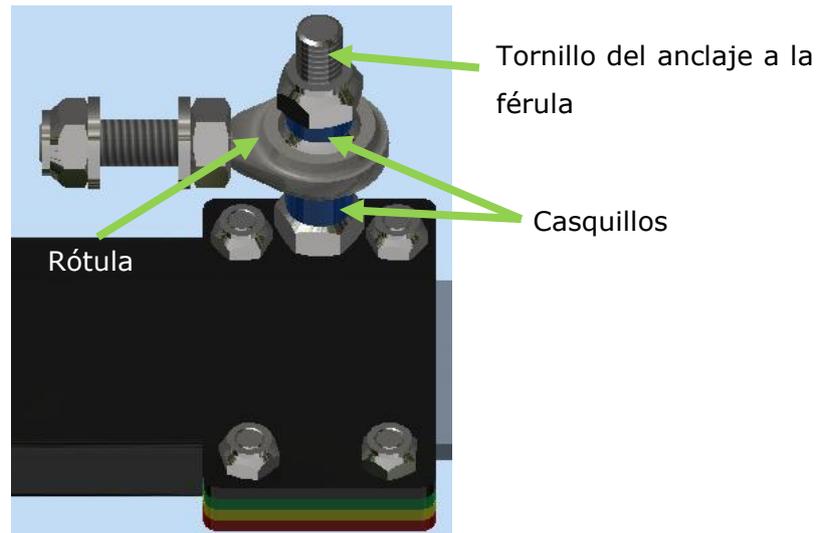


Ilustración 51. Cabeza de rótula en el soporte del actuador.

En la Ilustración 52 se comprueba que las rótulas no interfieran con los soportes ni con la ortesis, a pesar de girar estos 13° , teniendo en cuenta la longitud del vástago de la rótula.

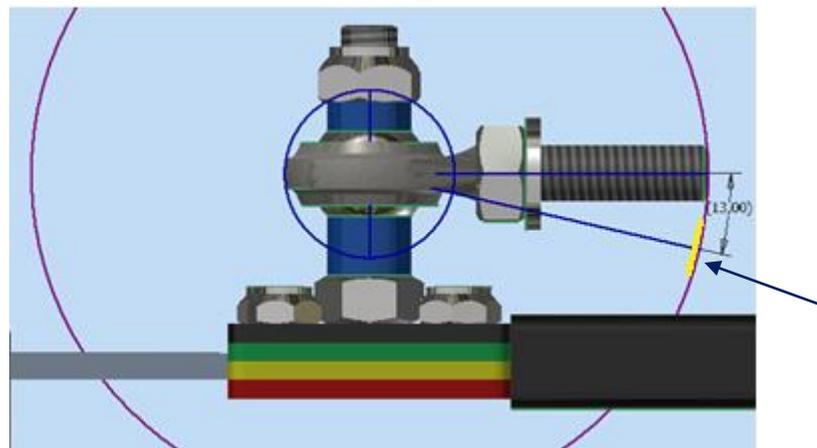


Ilustración 52. Comprobación de los 13° de desviación.

Se puede observar una flecha apuntando a un segmento. Este segmento la posición que ocuparía la rosca de la rótula con la desviación de 13° .

6.3.1.5. Cálculo de las varillas.

El problema a resolver en este punto es la longitud de las varillas del actuador, ya que el sistema tiene que alcanzar dos posiciones límite. Durante el trayecto de una posición a otra, el actuador no debe interferir con la férula. Las varillas deben tener la suficiente longitud como para que el actuador pueda alcanzar estas posiciones con total seguridad de que el sistema está bien dimensionado; tanto geométrica como mecánicamente.

Estas posiciones límite son flexión y extensión completa. La extensión completa está en 0° . Sin embargo, a pesar de que durante el ciclo se estima que la rodilla llegará a los 68° de flexión, se sobredimensiona el sistema hasta los 90° (para que el individuo pueda sentarse con el sistema instalado). En la Ilustración 53 y la Ilustración 54 podemos ver estas posiciones límite:

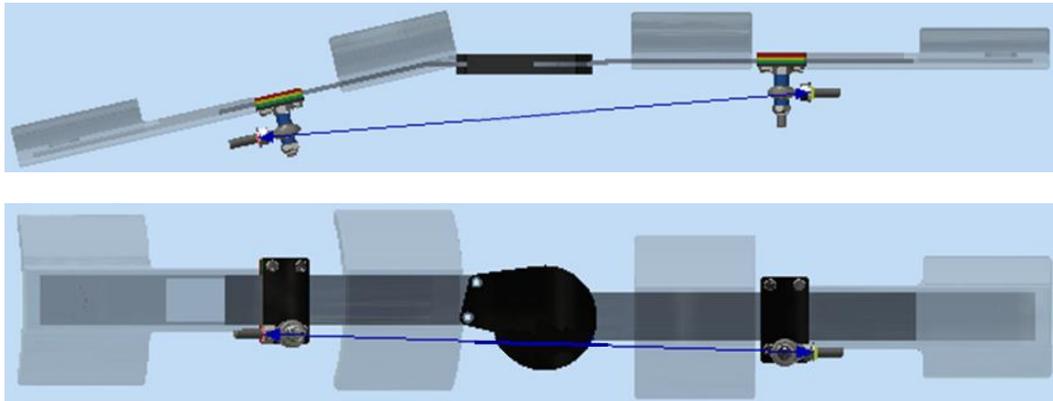


Ilustración 53. Distancia máxima: cuando la extensión es completa (0°).

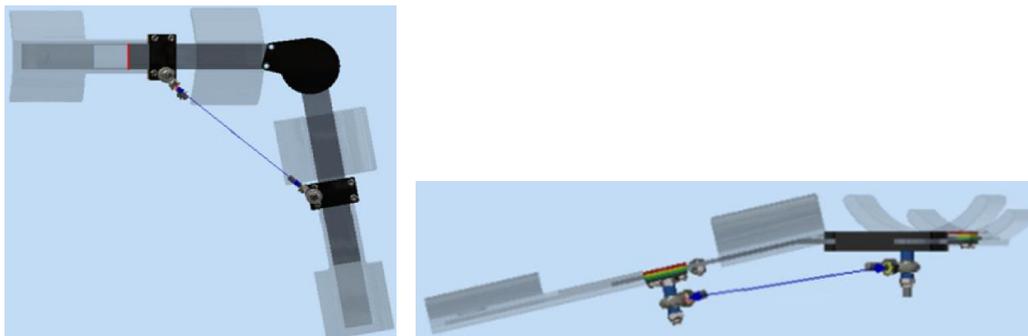
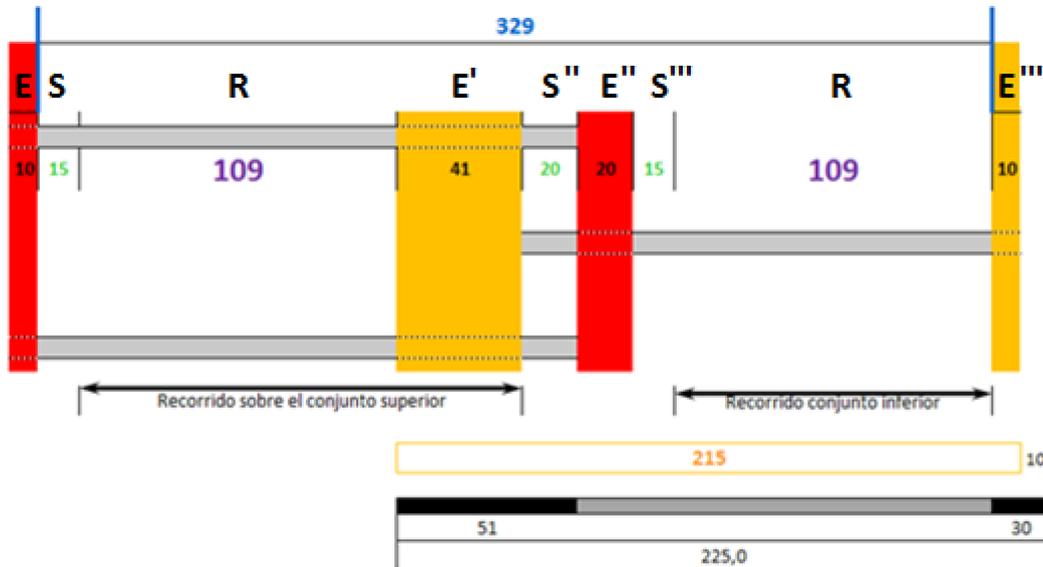


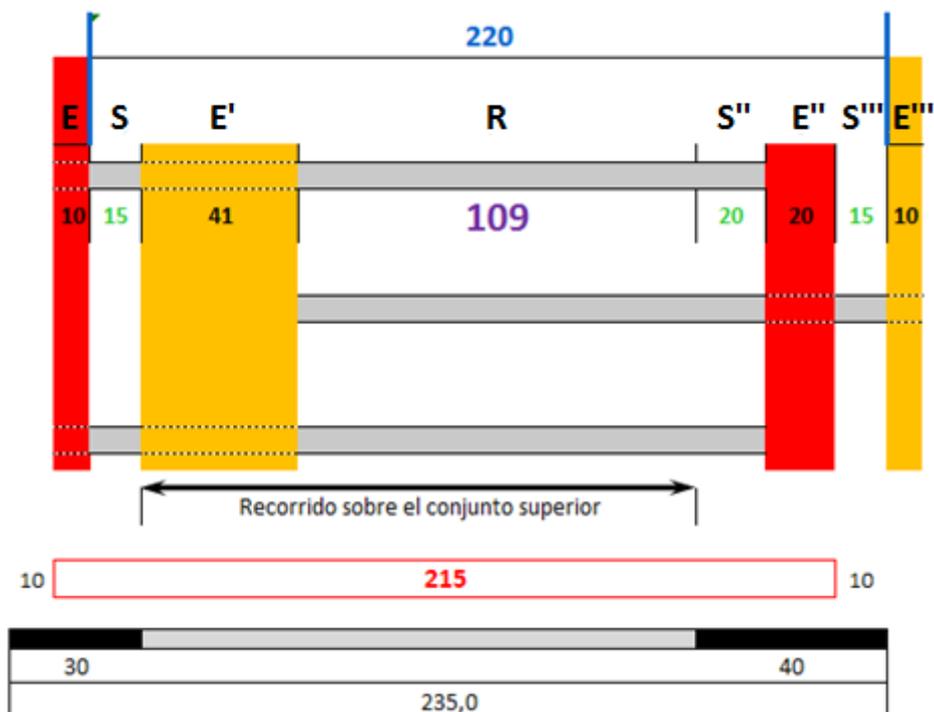
Ilustración 54. Distancia mínima cuando la flexión es completa (90°).

La distancia máxima y mínima se ha medido desde la tuerca ensamblada en el vástago de la rótula. Esto se debe a que las piezas de aluminio del actuador van en este perno insertadas.

Las medidas de las varillas se han obtenido teniendo en cuenta las dimensiones de las piezas diseñadas, el espacio que ocupan las arandelas, tuercas de apriete y tuercas autoblocantes una vez roscadas en las varillas, y unas distancias de seguridad. Los esquemas de los que se ha partido se pueden observar en la Ilustración 55.



a)



b)

Ilustración 55. Cotas del actuador. a) extendido en 0°. b) flexionado en 90°.

En el caso de la Ilustración 55, las cotas en milímetros toman los siguientes valores:

- E y E''': 10 mm. Es el espesor de la bancada del actuador.
- E': 41 mm. Es el espesor de la pieza que aloja a la tuerca de bolas.
- E'': 10 mm. Es el espesor de la pieza impresa en 3D que aloja al rodamiento.
- S y S''': 15 mm. Es una distancia de seguridad para que el actuador pueda moverse con unos milímetros de margen.
- S'': 20 mm. Es una distancia de seguridad como S y S'''.
- R: 109 mm. Es el recorrido lineal que tiene el actuador sobre las varillas.

6.3.1.6. *Cálculos del motor.*

Tal y como se ha explicado en el marco teórico del proyecto (punto 5.2), hay que hallar el peso de la carga, la aceleración del eje y el consumo de potencia para dimensionar el motor eléctricamente.

Peso y torque de la carga

La fuerza F_c se compone de todos los elementos que el motor tiene que mover. Estos se pueden ver en la Tabla 4:

Tabla 4. Elementos a mover por el motor, incluyendo la masa de cada uno.

ELEMENTO	CANTIDAD	PESO UNITARIO (kg)	PESO TOTAL (kg)
Miembro inferior de la pierna + pie (5.9% del peso total corporal)	1		2,95
Zapatilla	1		0,15
Tuerca actuador	1		0,15
Husillo	1		0,19
Varillas	4	0,05	0,2
Piezas soporte a férula (internas)	2	0,009	0,018
Piezas soporte a férula (exterior)	2	0,024	0,048
Soporte tuerca 3D	1		0,103
Anclaje actuador a soporte	1		0,091
Férula	1		0,218
Rótula	1		0,018
Tornillo soporte férula	1		0,011
Tuerca soporte férula	1		0,003
Tuercas tornillos soporte	4	0,001	0,004
Tornillos soporte	4	0,001	0,004
Tuerca vástago rótula	1		0,003
Arandela vástago rótula	1		0,001
Tuerca tornillo	1		0,003
Arandelas actuador	18	0,001	0,018
Tuercas actuador	15	0,003	0,045
Tornillos actuador	6	0,09	0,54
			4,768 Kg

El motor tiene que ser capaz de elevar una masa de 4.768 Kg. Para ello se realizan los cálculos del par necesario tomando las ecuaciones 5.1 – 5.12:

$$F_c = 4.768 \text{ Kg} \cdot 9.8 \text{ m/s}^2 = 46.73 \text{ N}$$

Transformamos la fuerza a par según el paso y el rendimiento del husillo.

$$T'_c = 46.73 \text{ N} \cdot \frac{0.004 \text{ m}}{2\pi \cdot 0.9} = 0.033 \text{ Nm}$$

Cálculo del torque mecánico

Sustituimos los datos empíricos en las fórmulas explicadas en el marco teórico.

Par mínimo

Aplicamos un coeficiente de seguridad de 1.2 al torque de carga:

$$T_{carga} = 0.033 \text{ Nm} \cdot 1.2 = 0.0396 \text{ Nm}$$

Con el par necesario para mover la carga y el par de arranque se calcula, el par del motor:

$$T = T_{carga}(N) + T_{arranque}(N) = 0.0396 \text{ Nm} + 0.7851 \text{ Nm} = 0.8247 \text{ Nm}$$

Inercia

Para calcular el torque del motor necesario para mover la carga, se calcula el momento de inercia J del conjunto:

$$J_{husillo} = \frac{\pi \cdot 7.8 \cdot 10^{-3} \text{ Kg}/\text{m}^3}{32} \cdot 0.012^4 \text{ m} \cdot 0.342 \text{ m} = 5.43 \cdot 10^{-12} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2$$

$$J_{carga} = 4.768 \text{ Kg} \cdot \left(\frac{0.004 \text{ m}}{2\pi}\right)^2 = 1.93 \cdot 10^{-6} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2$$

$$J_{motor} = \frac{1}{2} \cdot 337 \cdot 10^{-3} \text{ Kg} \cdot (47 \cdot 10^{-3} \text{ m})^2 = 3.722 \cdot 10^{-4} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2$$

$$J = 5.43 \cdot 10^{-12} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2 + 1.93 \cdot 10^{-6} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2 + 3.722 \cdot 10^{-4} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2 = 3.7413 \cdot 10^{-3} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2$$

Velocidad angular

Otro parámetro a calcular para hallar el torque mecánico del motor es la velocidad angular.

Para calcular esta cifra se hará uso de los datos de la Tabla 3. Sabiendo el recorrido lineal de cada tramo, y que por cada vuelta dada la tuerca recorre 4 mm sobre el husillo, se puede calcular el número de vueltas necesarias en cada tramo.

En la Tabla 5 se pueden observar los valores en revoluciones por minuto y en radianes por segundo:

Tabla 5. Cálculo de la velocidad angular.

Recorrido (mm)	Revoluciones	Velocidad angular (rpm)	Velocidad angular (rad/s)
5,595	1,39	419,62	43,94
2,781	0,69	208,57	21,84
2,814	0,70	211,0	22,10
1,04	0,26	78	8,16
1,365	0,34	102,375	10,72
20,498	5,12	1537,35	160,99
60,719	15,17	4553,92	476,88
43,419	10,85	3256,42	341,01
34,804	8,70	2610,3	273,34
3,319	0,82	248,925	26,067

Los esquemas de los cuales a partir se han obtenido las medidas iniciales y finales del intervalo, se muestran en la Ilustración 56.

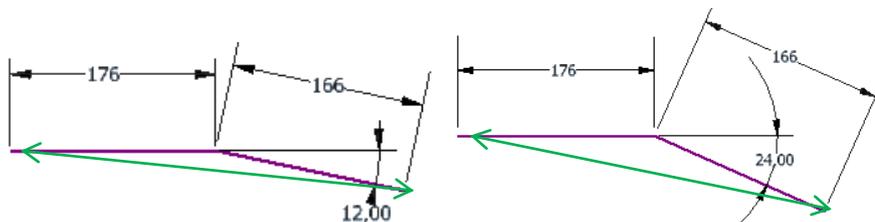


Ilustración 56. Esquemas para calcular el recorrido del actuador.

Las medidas de 176 mm y 166 mm es la distancia que hay desde el centro de la unión de eslabones hasta el soporte del actuador a la ortesis. El ángulo indicado es el ángulo de la articulación de la rodilla en la posición inicial y final del tramo.

Aceleración angular

Con la fórmula indicada en el apartado 5.2.1.2.3, se obtienen los valores indicados en la Tabla 6.

Tabla 6. Valores de aceleración.

Velocidad angular (rad/s)	Aceleración angular (rad/s ²)
43,94302724	52,66
21,84192292	1,24
22,10110432	66,01
8,168140899	32,72
10,72068493	1467,84
160,9909155	205,48
476,8859108	29,83
341,0120286	20,77
273,3499768	94,73
26,06736504	104,71

Torque final

Para obtener el torque, es necesaria la ecuación de velocidad. Esta ecuación se obtiene a través de la Ilustración 57.

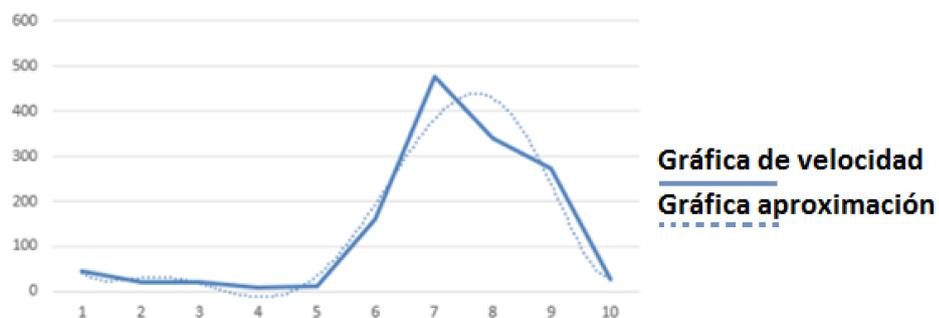


Ilustración 57. Comparación entre la velocidad y aproximación a la curva.

Derivando esta ecuación obtenemos la ecuación 6.3.1.6.1 para introducir la aceleración y poder calcular el par.

El cálculo del torque final que el motor debe ejercer para cumplir con los requisitos del conjunto:

$$T_t = T(Nm) + J(Kg \cdot m^2) \cdot \frac{\partial \omega}{\partial t} \left(\frac{rad}{s^2} \right) = 0.8247 + (3.7413 \cdot 10^{-3}) \cdot 5.946 = 0.8451 Nm$$

Cálculo del consumo del motor

Potencia

La potencia en Watios, se ha calculado con las fórmulas 5.13 y 5.14. Los resultados del consumo se muestran en la Tabla 7.

Tabla 7. Valores de consumo de potencia en cada tramo.

Tramo	Potencia (W)
0	0,33
1	0,16
2	0,17
3	0,06
4	0,08
5	1,23
6	3,67
7	2,62
8	2,10
9	0,20

Amperios

En los cálculos del consumo de intensidad en Amperios hay que aplicar el rendimiento del motor, de valor un 70%. También es necesario saber a qué tensión está alimentado el motor, que son 12V. Los valores obtenidos se muestran en la Tabla 8.

Tabla 8. Valores de intensidad en cada tramo.

Intensidad (A)	Intensidad (A) aplicando el rendimiento del motor
3,09	4,02
1,53	1,99
1,55	2,02
0,57	0,74
0,75	0,98
11,33	14,73
33,58	43,66
24,01	31,22
19,25	25,02
1,83	2,38

6.3.2. Soportes.

En el siguiente apartado se explicará cómo se han obtenido el diseño previo a la fabricación de los soportes del encoder y el motor.

6.3.2.1. Soporte encoder.

Este soporte es especialmente delicado ya que hay que corregir todos los ángulos de ambos eslabones, para que el eje del encoder no se desplace debido a los esfuerzos cortantes provocados durante el movimiento. Consta de dos partes, una para cada eslabón de la férula.

El eslabón superior tiene la desviación de 13° explicada anteriormente, además de una desviación respecto a la mediatriz como se puede observar en la Ilustración 58:

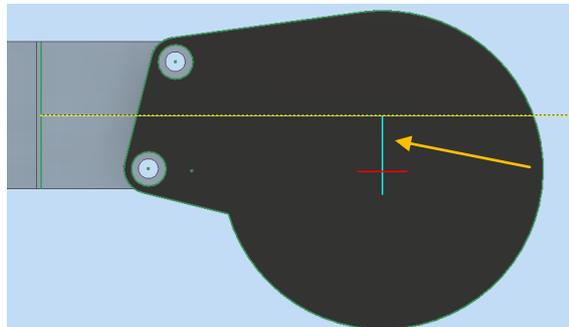


Ilustración 58. Desviación del eje del encoder respecto a la mediatriz del eslabón.

Para corregir esto se ha seguido la propia geometría de la ortesis, es decir, tomando las medidas de forma empírica se han suplido alturas y desviaciones. Se puede ver en la Ilustración 59:

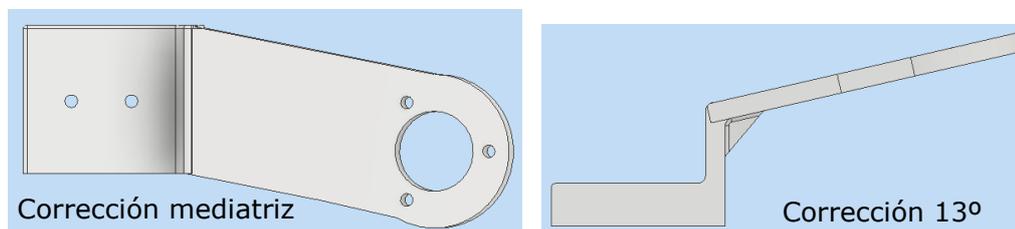


Ilustración 59. Vistas del soporte del encoder para el eslabón superior.

El eslabón inferior tiene el eje alineado respecto a la mediatriz del eslabón, pero tiene la desviación de 6° explicada anteriormente. Se ha incluido un alojamiento en el lateral para poder introducir un prisionero en el eje del encoder. El soporte inferior se muestra en la Ilustración 60:



Ilustración 60. Vistas del soporte del encoder para el eslabón inferior.

6.3.2.2. Soporte motor.

El único elemento restante del conjunto por anclar es el motor. Para dimensionar este amarre, se ha tenido en cuenta el acople del motor y la distancia a la que tiene que quedar respecto del actuador para ser funcional.

Tiene una abertura para poder introducir una llave Allen y ajustar los prisioneros del acople al motor. La pieza se muestra en la Ilustración 61:

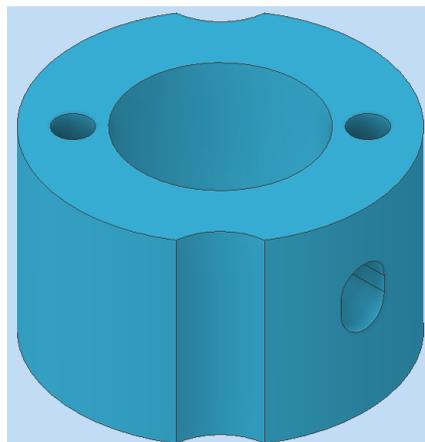


Ilustración 61. Soporte motor.

6.4. IMPLEMENTACIÓN MECÁNICA.

En este apartado, se mostrarán las piezas diseñadas en el apartado anterior fabricadas y modificadas para corregir las tolerancias. Dependiendo de la pieza del conjunto, se han modificado las piezas para cumplir con las **holguras** permitentes. También se justifica por qué se ha elegido el tipo de motor.

6.4.1. Elección del motor.

El motor seleccionado para mover el husillo es un motor de escobillas de corriente continua. Los otros tipos de motores se han descartado porque el par que entregan es demasiado pequeño (motores paso a paso de pequeñas dimensiones), la velocidad angular que alcanza el eje no es suficiente (servomotores), o por la alimentación que necesita el motor (brushless).

El motor es del modelo RS-775, de Bane-Bots. Este modelo cumple con las características mecánicas y electrónicas exigidas por el sistema. Se puede ver la Ilustración 62.



Ilustración 62. Motor seleccionado.

El par nominal del motor es de 7.7 mN/A. El pico de corriente que puede consumir es de 17A. El consumo del motor depende de la velocidad con la que rote el eje, y es por esto que se han calculado las velocidades angulares y aceleraciones angulares de cada tramo.

Además el sentido de giro se controla con un puente en H, lo que significa que es compatible con el driver elegido.

6.4.2. Fabricación del actuador.

Para fabricar el actuador físicamente, se han mecanizado las piezas comerciales o impresas en 3D para que se puedan adaptar a las exigencias mecánicas del sistema.

6.4.2.1. Husillo.

El mecanizado del husillo consta de tres operaciones. La primera es un rebaje del eje para poder insertarlo en el acople del motor, ya que el husillo tiene un diámetro de 12mm y el acople 8mm. Esta operación la ha llevado a cabo un tornero, y ha sido especialmente complicada ya que el acero del husillo es de un acero muy duro. Después ha sido necesario pulirlo a mano para que al introducirlo en el acople quede bien ajustado. En la Ilustración 63 se puede ver el husillo rebajado.



Ilustración 63. Husillo rebajado.

Este acoplamiento tiene dos prisioneros. Para poder asentar bien los prisioneros sobre el eje, se han hecho dos muescas planas sobre el rebaje. Por último se ha cortado a la medida necesaria para que encaje correctamente en el actuador. Se puede ver en la Ilustración 64.

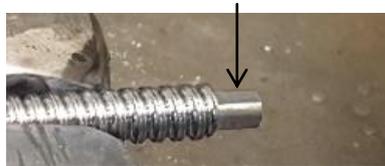


Ilustración 64. Muesca plana sobre el rebaje.

6.4.2.2. Piezas aluminio.

A partir de las piezas diseñadas en Inventor 2019, se han pasado estas medidas a una plancha de aluminio para después poder mecanizarlas. En la Ilustración 65 se puede ver la bancada superior.



Ilustración 65. Bancada superior del actuador.

Con ayuda del herrero, se han cortado las piezas. Se han hecho los orificios para poder introducir las varillas y los tornillos para acoplar el motor al actuador. También se ha cortado el hueco donde se va a ir introducid el acople. Finalmente se han asegurado las aristas cortantes y el hueco por donde va el acople para evitar los cortes a la hora de manipularlo.

6.4.2.3. Piezas 3D.

Debido a que la tolerancia de impresión en 3D es bastante elevada, se han tenido que ajustar las piezas. A pesar de haber tenido en cuenta esto a la hora de elegir los parámetros de impresión, se han tenido que adaptar las tolerancias del conjunto para un funcionamiento mecánico óptimo. Se han repasado todas las piezas con diferentes herramientas. Estas piezas se pueden ver en la Ilustración 66.



Ilustración 66. Piezas impresas en 3D.

En la pieza donde va insertada la tuerca del husillo tiene que estar especialmente ajustada, ya que es donde se va a ejercer la fuerza motriz del actuador. La tuerca no entra en la pieza original, y lo mismo pasa con los tornillos y las varillas. En el orificio donde va la tuerca, se ha ajustado la pared a mano para alcanzar la tolerancia con máxima precisión. Las perforaciones donde van los tornillos y las varillas se han repasado con una métrica ligeramente mayor que los elementos para que entren con cierta holgura y no genere esfuerzos innecesarios en las piezas.

La otra pieza impresa en 3D lleva el alojamiento insertado. Es necesario que el rodamiento quede bien introducido ya que es el que se encarga de centrar el husillo y el que va a suavizar la vibración al final del mismo. Al igual que en la pieza anterior, se ha mecanizado el orificio y después se ha introducido de forma forzada ya que la tolerancia debe ser menor.

6.4.2.4. Varillas.

Este elemento es comercial, y llega como una sola varilla calibrada de 6 mm de diámetro y 2 m de longitud. La superficie es completamente lisa, no tiene ningún mecanizado.

Para obtener las varillas del conjunto, se cortan a las medidas calculadas en el apartado 6.3. Las varillas del conjunto tienen que tener una parte roscada a cada lado para poder anclar las piezas del actuador. Para roscarlas con métrica 6, es necesario rebajar el eje a 5.8 mm, ya que si no la terraja utilizada no es capaz de tallar la rosca bien definida. Por último se han repasado las aristas cortantes para evitar cortes a la hora de manipularlas. En la Ilustración 67 se puede ver la varilla roscada.

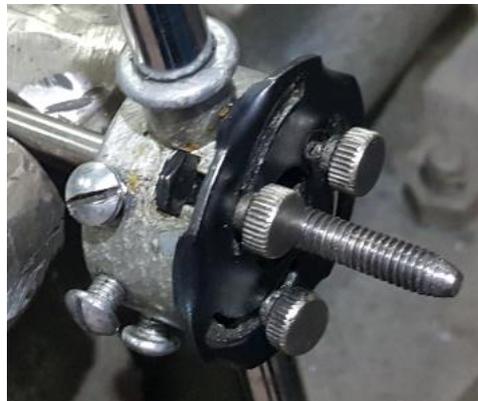


Ilustración 67. Varilla mecanizada con la terraja.

6.4.2.5. Rótulas.

Para ajustar los grados con los que se puede mover el actuador y la distancia a la que tiene que quedar de la ortesis, se han ajustado las medidas calculadas anteriormente de forma empírica. En el ajuste final se han introducido tres tuercas en el tornillo del soporte de la férula. Después se han añadido unas arandelas para limitar el movimiento de la rótula, ya que los 13° de rotación que permite la rótula desestabiliza la posición del actuador. En la Ilustración 68 se observa la rótula seleccionada.



Ilustración 68. Rótula.

6.4.3. Fabricación de soportes.

En este apartado se explicará cómo se han mecanizado los soportes, tanto los soportes impresos en 3D como el soporte a la férula fabricado en acero. Este último se ha decidido fabricar de este material porque va a soportar grandes esfuerzos.

6.4.3.1. Soporte a férula.

Este soporte también se ha fabricado con ayuda del herrero ya que se han elaborado en acero. Primero se han cortado las chapas de las dimensiones necesarias a partir de una plancha de acero de 2 mm de espesor. Se han soldado las piezas para suplir el grosor de la férula a la base, para darle mayor robustez al anclaje.

A continuación se han mecanizado los orificios por donde se introducirán posteriormente los tornillos. Estos orificios son los que hay que avellanar para que la cabeza del tornillo no resulte incómoda llevando la ortesis puesta.

Ya que el acero sobre el que se ha trabajado no tiene ninguna protección contra la corrosión, se le ha aplicado una capa de pintura galvanizada. La pieza finalizada se puede ver en la Ilustración 69.



Ilustración 69. Soporte del actuador a la férula.

6.4.3.2. Soporte encoder.

Al igual que el resto de piezas impresas en 3D, se han tenido que ajustar las tolerancias. Las perforaciones donde va insertado el encoder se han repasado a mano hasta que el elemento ha encajado sin tolerancia. También se han repasado los orificios donde se roscarán los tornillos para anclar el encoder al sistema. Las perforaciones donde se insertarán los prisioneros se han mecanizado con métrica 4. En la Ilustración 70 se puede observar el soporte del encoder siendo mecanizado.

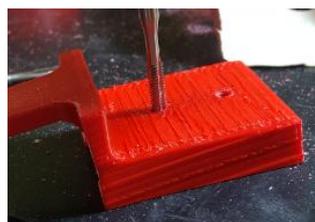


Ilustración 70. Soporte del encoder mecanizado.

6.4.3.3. Soporte motor.

En esta pieza se han tenido que reparar los orificios donde van insertados el eje del motor y los tornillos para anclar el mismo al actuador. En la Ilustración 71 podemos ver cómo queda el motor acoplado a la bancada del actuador.



Ilustración 71. Soporte del motor al conjunto.

6.5. DESARROLLO ELECTRÓNICO DEL SISTEMA.

En este apartado se desarrollan los procedimientos necesarios para **controlar** el sistema completo. Este control incluye la lectura de un encoder y la regulación del PWM que alimenta el motor, a través de un driver.

6.5.1. Encoder.

A nivel mecánico se ha tenido en cuenta que el encoder va colocado por la parte exterior de la férula, igual que el actuador. Por tanto, las piezas de bancada del actuador tienen que tener la longitud suficiente como para librar la altura del encoder, a pesar del rango de movimiento que tiene el actuador debido a las rótulas.

El encoder escogido es un codificador rotatorio incremental del fabricante Wisamic, modelo Dc - 5/24V. Cabe destacar que es un encoder de dos canales, con una resolución de 600 pulsos por revolución. Se puede ver en la Ilustración 72:



Ilustración 72. Modelo de encoder seleccionado.

Funciona de la siguiente manera: cada pulso que lee, provoca una interrupción en el microprocesador. Dependiendo de la frecuencia con la que se ejecuten estos pulsos, las interrupciones pueden provocar que el microcontrolador se sature y no pueda ejecutar el ciclo. Es por esta razón que se ha decidido poner el encoder en la articulación de la rodilla y no midiendo las revoluciones del motor.

El hecho de que tenga dos canales es para detectar el sentido de giro, ya que estos están desfasados 90° (Ilustración 73). Esto provoca que se lean dos flancos en lugar de sólo uno.

Dependiendo de la precisión que se requiera, se puede elegir que se lean flancos de subida de un canal, de los dos canales o flancos de subida y bajada de ambos canales. Es por esto que la salida del arduino está en colector abierto, para que cuando reciba un pulso cambie el estado de la señal. En la Ilustración 73 se puede observar el desfase entre los dos canales (se detectan dos flancos por canal, cuatro flancos en total).

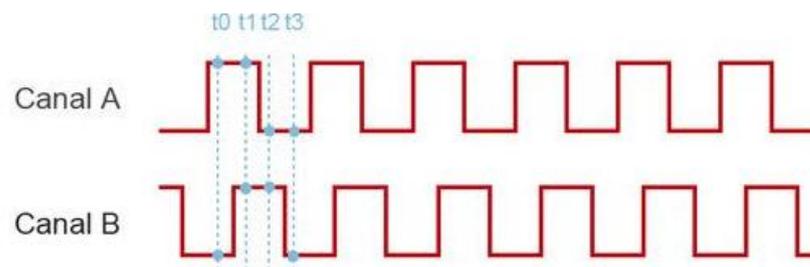


Ilustración 73. Precisión cuádruple.

Este elemento se ha utilizado principalmente para dos casos: la caracterización del sistema en el dominio del tiempo, y controlar los grados que gira la articulación de la rodilla durante el ciclo de la marcha normal.

6.5.1.1. Caracterización del sistema.

Ya que se quiere aplicar un control PID en la regulación del sistema para obtener la respuesta deseada, es necesario calcular la función de transferencia del sistema. Se ha utilizado el programa de Matlab, con la herramienta *Ident*.

Con altas velocidades angulares en el eje del motor, las interrupciones no permiten al microcontrolador seguir con el programa. Por esto se ha decidido medir los pulsos de subida con un único canal del encoder, ya que la resolución simple es suficiente para calcular la velocidad angular del eje del motor.

Se incluye en el sistema el encoder acoplado al motor. Se introduce un valor de PWM constante a la alimentación del motor y con el encoder se miden las revoluciones por minuto que llega a alcanzar el conjunto hasta estabilizarse. En la Ilustración 74 se puede ver la disposición del motor y del encoder en el sistema:

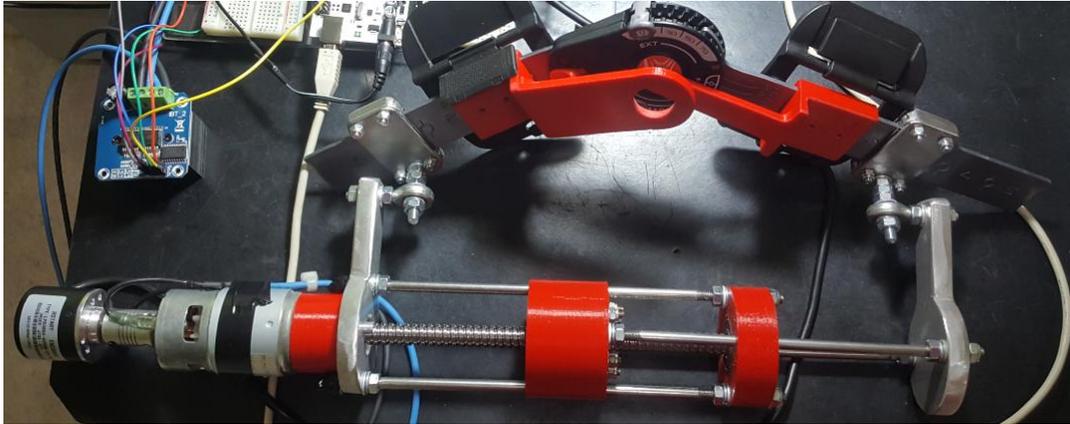


Ilustración 74. Acople del encoder al motor para medir las rpm de salida.

Con los datos mencionados se ha generado una gráfica a partir de la cual se obtiene la función de transferencia. En la Ilustración 75 se pueden observar las revoluciones por minuto, tomando el tiempo de muestreo como 9.5 milisegundos:

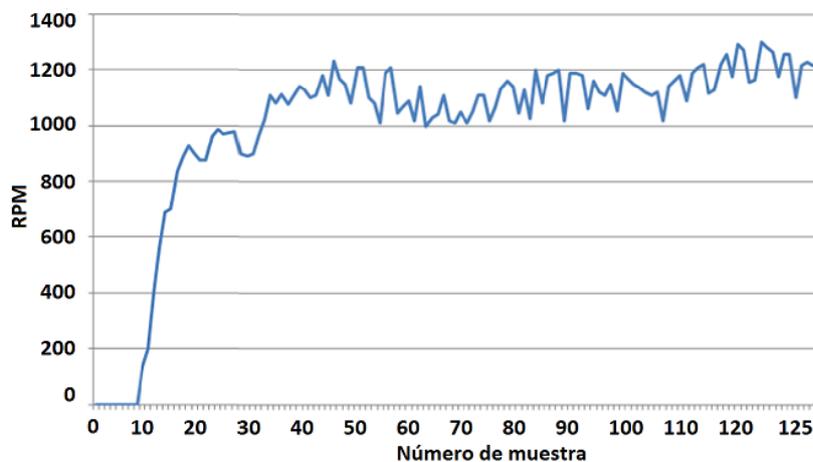


Ilustración 75. Representación de las revoluciones por minuto.

Para calcular la función de transferencia en Matlab, se generan dos vectores: uno con la entrada de PWM constante y otro con los datos de las revoluciones del eje. Se tratan con la función Ident, y se establecen los parámetros de ajuste de la función de transferencia. La función de transferencia obtenida es la siguiente:

$$G(s) = \frac{18.896}{1 + 0.067s} \cdot e^{-0.0648s}$$

La respuesta de esta función de transferencia ante un impulso unitario como entrada se puede observar en la Ilustración 76. Esta respuesta supera el 75% de coincidencia con la curva obtenida experimentalmente.

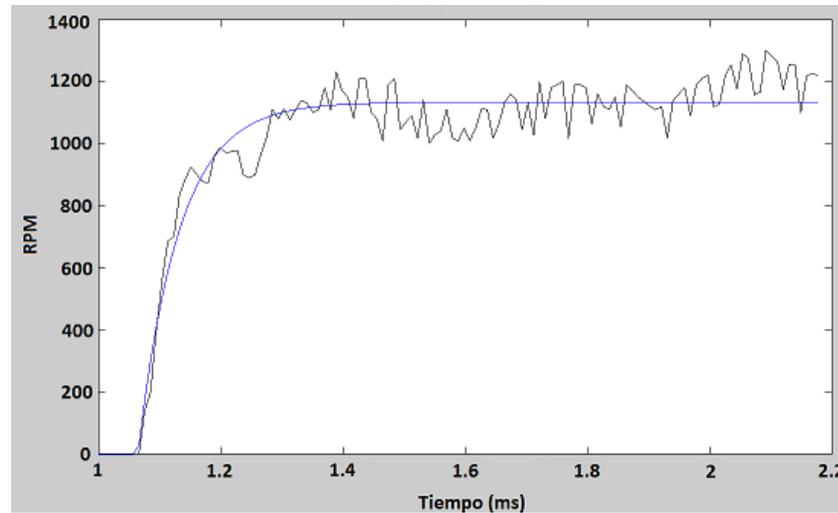


Ilustración 76. Respuesta del sistema ante un impulso unitario.

6.5.1.2. Función en el actuador.

En el sistema, el encoder se encuentra en la articulación de la rodilla, como se puede ver en la Ilustración 77.



Ilustración 77. Encoder en el actuador.

Se ha decidido poner el encoder en la articulación para reducir el número de interrupciones provocadas en el microcontrolador al leer los pulsos del encoder. La velocidad angular con la que se mueve la articulación es inferior a la velocidad angular que transmite el motor, debido a la relación mecánica. Al reducir las interrupciones, mejoramos el tiempo de muestreo del sistema.

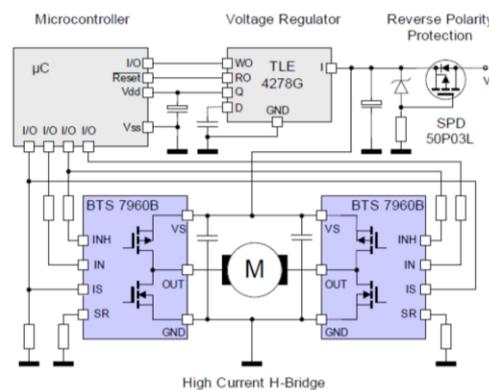
El dato recogido por el encoder es el que utiliza el control PID para calibrar el error de posición durante el ciclo del paso. Por esta razón, se han establecido unos límites de seguridad en los grados que puede flexionar y extender la rodilla.

6.5.2. Driver.

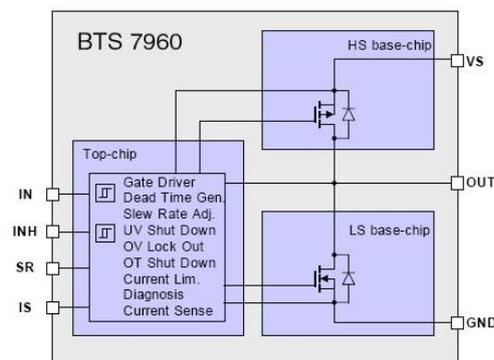
El driver seleccionado es el modelo *BTS7960* del fabricante *Handson Technology*. Permite una salida de 12 V para alimentar el motor. Tiene capacidad de hasta 25kHz para controlar el PWM. Es capaz de controlar 43 A de pico y 30 A nominales con la refrigeración integrada. Si se implanta refrigeración forzada puede llegar a mantener los 43 A de forma constante.

Consta de varios pines para controlar el sentido de giro: dos para habilitar el control de dicho sentido de giro, dos para limitar en corriente el consumo del motor, y dos para alimentar la electrónica.

El esquema eléctrico interno del driver, se puede ver en la Ilustración 78 a. Está formado por cuatro transistores MOSFET, dos de canal P y dos de canal N. Estos permiten el paso de corriente dos a dos, es decir, un sentido de giro lo controlan los dos transistores de canal P, y el otro sentido de giro los dos transistores de canal N.



a



b

Ilustración 78. a) Esquema electrónico del puente en H. b) Diodos de protección.

En la Ilustración 78 b se puede observar el esquema electrónico de unos diodos de protección para un puente en H. Cuando el circuito está en funcionamiento, estos diodos no conducen, es decir, están polarizados de forma inversa. Estos diodos solo conducen (polarización directa) cuando en la señal de alimentación se produce un pico de tensión, ya que se encargan de derivar este pico para no dañar los transistores. En ocasiones, este rectificado puede no realizarse correctamente, y provocar problemas en el sistema embebido.

Para comprobar que el motor gira correctamente en ambos sentidos, se ha añadido un potenciómetro: según la tensión que lea el arduino de este, gira en un sentido o en otro. Una vez calibrado, se ha retirado del sistema ya que el sentido de giro se controla con el microcontrolador. El diagrama de conexiones se puede ver en la Ilustración 79.

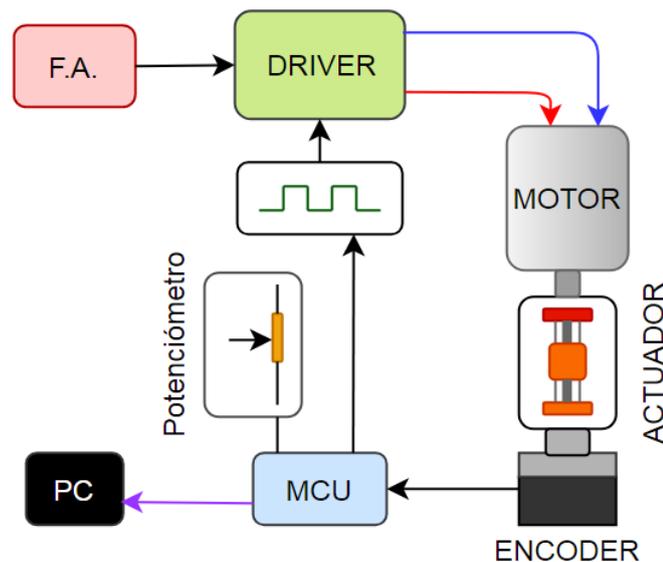


Ilustración 79. Diagrama de bloques para calibrar el sentido de giro.

6.5.3. Microcontrolador.

Debido a la disponibilidad, el microcontrolador seleccionado es un arduino Mega, que consta de un núcleo Atmega 2560. Cumple con las características necesarias para suplir las necesidades del proyecto en cuanto a tiempo de muestreo y tiempo de respuesta. La frecuencia de trabajo es compatible con las frecuencias a las que

responden el driver y el encoder. El diagrama de bloques que relaciona los elementos del conjunto se muestra en la Ilustración 80.

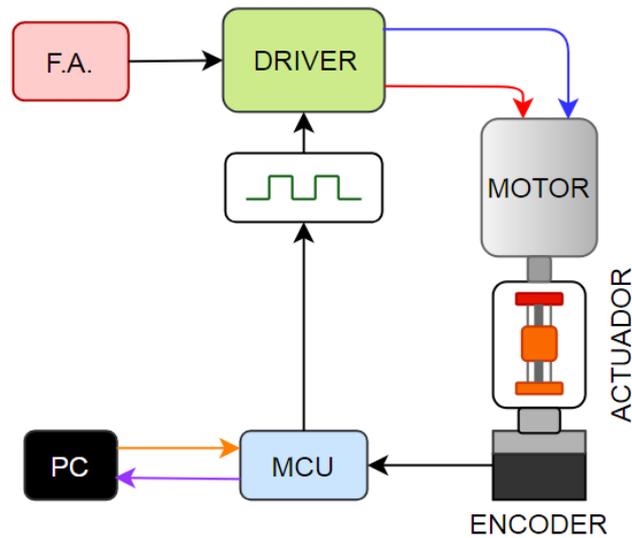


Ilustración 80. Diagrama de bloques del sistema completo.

El diagrama de flujo seguido para programar el control se muestra en la Ilustración 81. Se comparan constantemente los grados leídos por el encoder con la posición de consigna asignada en cada tramo.

El control PID actúa según la diferencia de posiciones y ajusta la velocidad para llegar a la posición de consigna con el menor error posible, en el tiempo de respuesta programado. Cuando se finaliza un tramo, se comienza el siguiente.

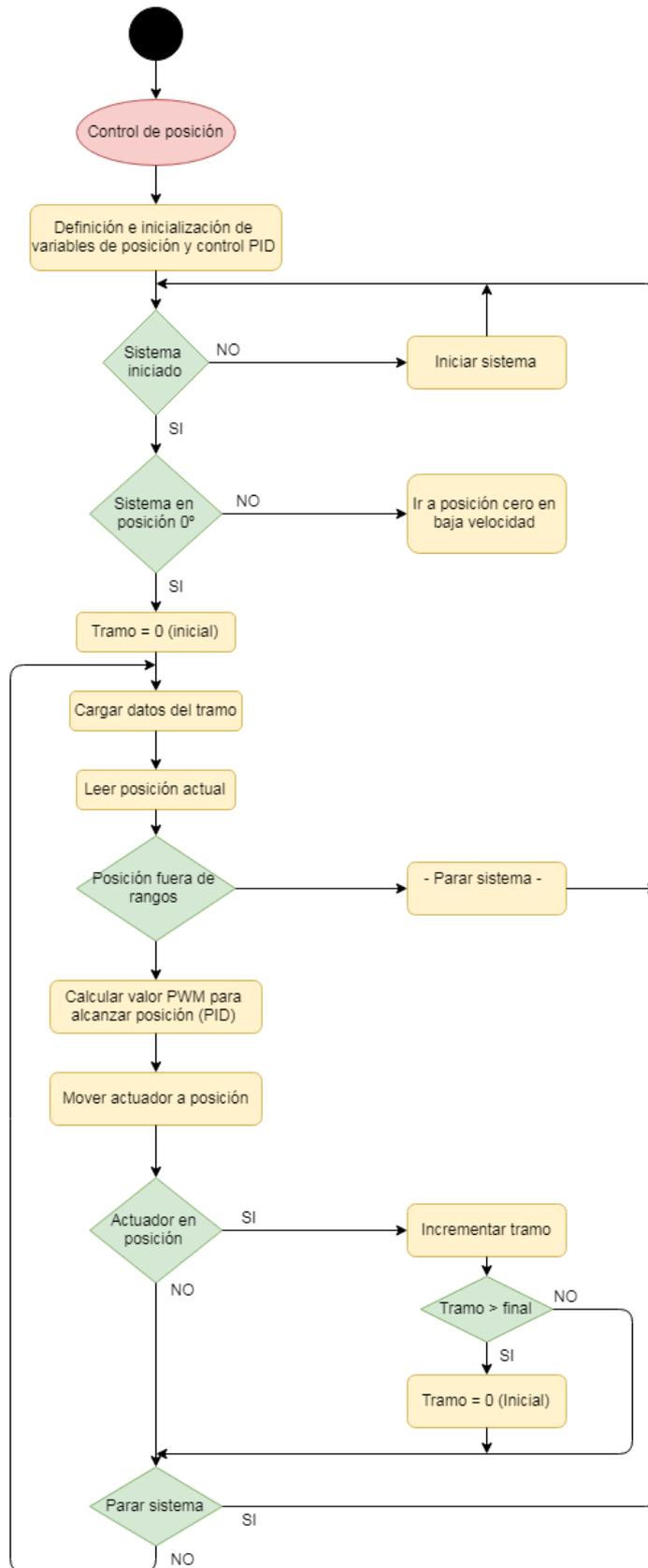


Ilustración 81. UML del programa principal.

6.5.3.1. Obtención de parámetros del control PID.

Una vez se ha obtenido la función de transferencia, tal y como se explica en el apartado 6.5.1.1, se pueden calcular los parámetros del control PID.

Estos parámetros se han obtenido en Matlab con la herramienta System Identification. Dentro de esta herramienta, seleccionamos las características del sistema. Después se varía el tiempo de respuesta y el error de sobreoscilación hasta obtener la señal de salida deseada.

Los valores de las constantes K_p , K_d y K_i se generan en Matlab al introducir las características del sistema. En la Ilustración 82 se puede ver la curva de respuesta del sistema ante un pulso unitario de entrada, después de calcular y aplicar estos parámetros.

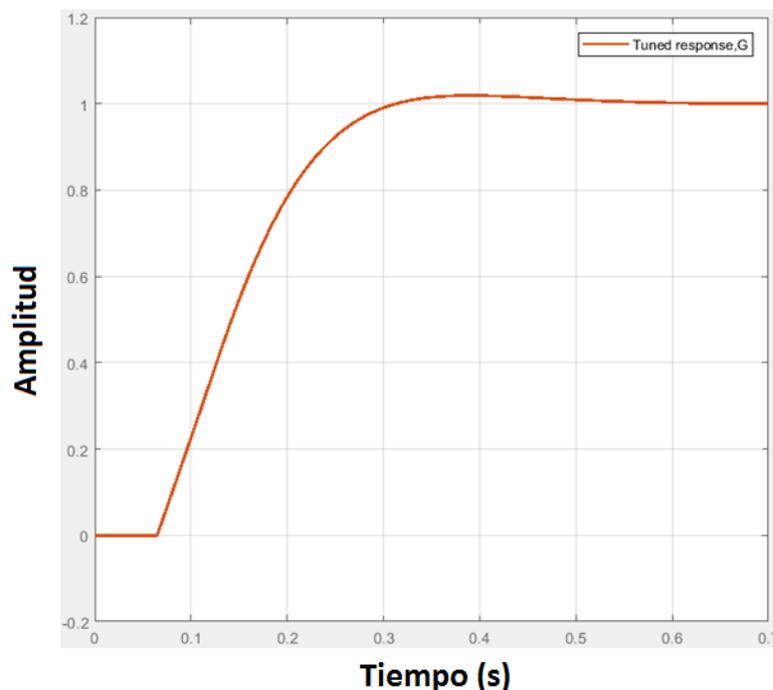


Ilustración 82. Respuesta del sistema después de aplicar el PID.

Al introducir estos valores en el código del control PID, se ajustan los parámetros en el sistema físico.

6.5.4. Consumo eléctrico de otros elementos del sistema.

El consumo del motor se ha analizado en el apartado 6.3.1.6. En la Tabla 9 se observan los consumo de la electrónica interna del encoder, driver y controlador:

Tabla 9. Consumo de otros elementos.

Elemento	Consumo (mA)
Encoder	70
Microcontrolador	3
Driver	93

En el desarrollo de este proyecto, esto todos elementos se alimentan mediante la fuente de alimentación seleccionada para proporcionar al sistema la potencia mínima para un correcto funcionamiento.

6.5.4.1. Fuente de alimentación.

La fuente seleccionada es de 400W. Suministra 33 amperios y 12 voltios nominales. Es capaz de entregar 45 amperios de pico durante el tiempo necesario para alimentar al motor durante el ciclo de la marcha programado. Cumple con todos los requisitos electrónicos requeridos por el sistema. Podemos observar la fuente escogida en la Ilustración 83.

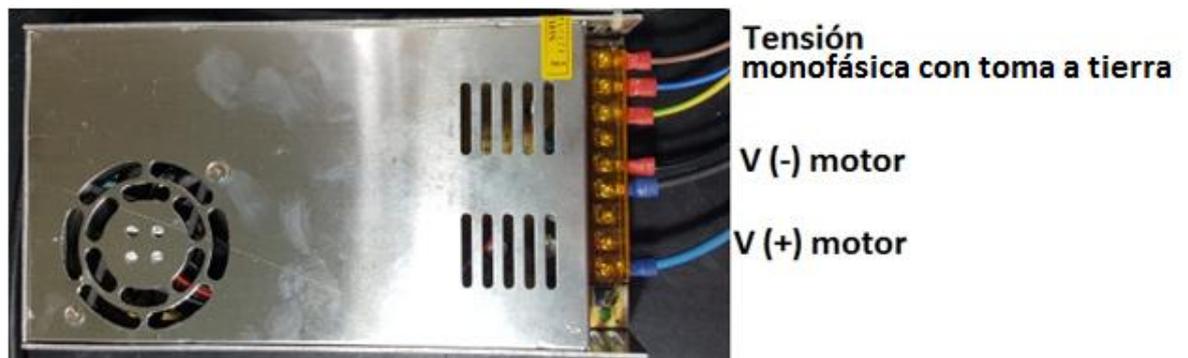


Ilustración 83. Fuente de alimentación seleccionada.

6.6. VALIDACIÓN DEL SISTEMA MECATRÓNICO.

En este apartado se explica si el modelo cumple la función para la que ha sido diseñado. Esta verificación se lleva a cabo tanto a nivel mecánico como electrónico.

6.6.1. Validación mecánica.

La verificación realizada para validar el modelo mecánico consiste en la ejecución de 10 ciclos de Gait consecutivos. De estos ciclos se verifica que:

1. Los soportes del actuador resisten los esfuerzos generados por el movimiento de la pierna durante el ciclo de la marcha.

2. Los soportes a la férula no dejan muescas sobre ella después de ejercer numerosos ciclos de marcha completos.

3. El actuador no golpea el encoder en ningún tramo del recorrido, por lo que las rótulas están bien ajustadas.

4. Las varillas han sido dimensionadas correctamente, ya que alcanza las posiciones de 0° (extensión) y 90° (flexión).

5. El husillo seleccionado alcanza la velocidad solicitada en el tiempo requerido, los rozamientos son muy reducidos en la transmisión mecánica.

6. Ya que la holgura del conjunto es reducida, para conseguir un movimiento lineal óptimo hay que mecanizar los elementos mecánicos antes de ensamblarlas al sistema.

7. Por último, el motor mueve el sistema completo, proporcionando el par y la velocidad necesaria.

6.6.2. Validación electrónica.

La verificación electrónica se ha realizado con la misma prueba que se ha validado la parte mecánica del proyecto, con objetivos diferentes, mostrados a continuación:

1. El driver seleccionado es apropiado para el desarrollo del proyecto, ya que permite el paso de corriente requerida por el motor. Recibe el pulso del PWM en el tiempo requerido en cada tramo.

2. La fuente de alimentación puede suministrar la corriente demandada por el motor y alimentar el encoder sin deficiencia energética.

3. El encoder seleccionado proporciona correctamente la lectura de los grados en los que se encuentra la articulación de la rodilla.

4. El microcontrolador permite la toma de datos a la frecuencia necesaria para obtener una lectura más precisa en cada instante de tiempo. También genera el PWM a la frecuencia que requiere el movimiento del sistema.

5. En cuanto a la programación, se valida el control del PWM ya que el motor recibe la señal con la frecuencia precisa. Sin embargo el control PID no cumple adecuadamente con la función para la que ha sido programado.

6. El sistema responde bien en tiempo y velocidad, pero al indicarle al sistema una posición absoluta respecto al origen, intenta llegar a esta posición con la velocidad y el tiempo indicados, pero el movimiento se produce de forma muy agresiva. A continuación se propone una solución para este problema.

Esto provoca una sobreoscilación en los extremos del movimiento que sobrepasa los grados máximos de los límites del movimiento de flexión y extensión de la articulación de la rodilla. Para reducir esta sobreoscilación. Se eliminan los polos del sistema.

La función de transferencia contiene dos polos: un polo generado por la posición (s) y un segundo polo por el tiempo de respuesta ($s+b$). La función de transferencia tendría esta forma:

$$G(s) = \frac{k}{s(s+b)}$$

El polo relacionado con el tiempo sería el polo $s+b$. Se calcula con el tiempo de respuesta. Se considera que el sistema ha respondido en el dominio del tiempo cuando el valor de salida alcanza un 98% del valor total. En la Ilustración 84, el valor de b se calcula como:

$$\sigma = b = \frac{4}{t_r}$$

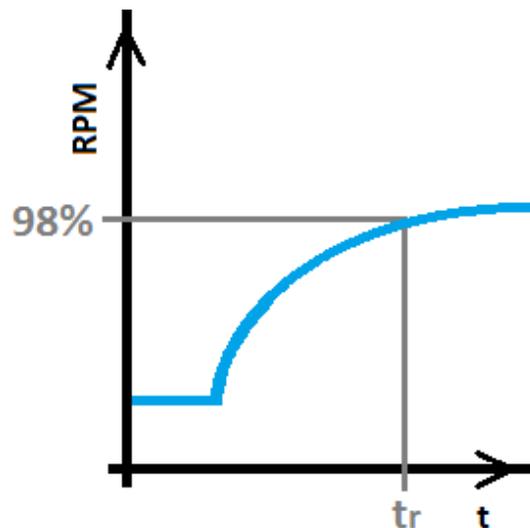


Ilustración 84. Tiempo de respuesta frente a las revoluciones.

El tiempo de muestreo se calcula sabiendo a qué frecuencia obtiene las muestras el sistema:

$$T = \frac{1}{\text{frecuencia de muestreo}}$$

Una vez obtenido el valor del polo, y sabiendo qué tiempo de muestreo tiene el sistema, se aplica la Transformada Z de la función BoG(s):

$$Z[B_oG(s)] = \sum_{\text{residuos}} \frac{G(p)}{p} \cdot \frac{1}{1 - e^{-pT} \cdot Z^{-1}} = \frac{k \cdot (z + d)}{(z - 1) \cdot (z - c)}$$

Haciendo esta transformada se pasa del dominio del tiempo al tiempo discreto. Es necesario realizar esta transformada para calcular el regulador. La función del regulador tendrá que seguir la siguiente fórmula:

$$R(Z) = k \cdot \frac{(z - c)}{(z + d)}$$

De esta forma, se eliminan los polos y ceros que desestabilizan el sistema.

Para hallar el valor de los parámetros, se calcula la función de transferencia del sistema en bucle abierto como:

$$FT_{bucle\ abierto} = R(Z) \cdot G(Z)$$

La función de transferencia en bucle cerrado es de la que después se obtiene el polinomio característico del comportamiento del sistema. La función de transferencia en bucle cerrado es:

$$FT_{bucle\ cerrado} = \frac{G(s)}{1 + G(s)}$$

Simplificando la función de transferencia en bucle cerrado, se encuentra el denominador calculado: es el polinomio característico del sistema. Resolviendo este polinomio se obtiene un polo complejo, que resuelve los valores del regulador para que este cumpla con la salida deseada.



7. CONCLUSIONES

A partir de las **verificaciones mecánicas**, se puede asegurar que el modelo teórico mecánico del actuador se ha diseñado correctamente. Estructuralmente, el sistema es seguro; todos los componentes del sistema soportan los esfuerzos sin colapsar. Los materiales con los que se ha fabricado cada elemento son apropiados para las fuerzas a las que se van a someter. Las fricciones son reducidas, y no generan sobre-esfuerzos innecesarios en las piezas. La mecanización de las piezas es exitosa, ya que el exoesqueleto tiene las dimensiones diseñadas.

De las **verificaciones electrónicas** se concluye que la función de transferencia calculada debe ser de un orden mayor para conseguir una respuesta mejor del sistema. Para la aplicación desarrollada, el control PWM con el que se alimenta al motor es adecuado. Sin embargo, para conseguir el movimiento óptimo deseado se deben ajustar los parámetros del PID al sistema físico real.

Es posible fabricar prototipos de exoesqueletos para **asistir** a la marcha humana con un coste reducido, como se puede ver en el Anexo 2. Se trata de un exoesqueleto personalizado para las necesidades de cada paciente, según estas varíen con la enfermedad. También puede ser extendido a un exoesqueleto para la pierna izquierda, o ambas piernas.

7.1. LÍNEAS FUTURAS

Una vez desarrollado el proyecto, se ha investigado cómo **mejorar** el prototipo:

1. Mejoras **electrónicas**

Añadir un sensor electromiográfico para que el movimiento de la marcha sea más natural, ya que el ciclo empezaría cuando este sensor detecta la actividad muscular de la pierna según la fase del paso.

Integrar una **batería** para dotar de completa autonomía al sistema, para sustituir la fuente de alimentación actual.

2. Mejoras **mecánicas**

Seleccionar materiales nuevos en el mercado para aligerar el peso del actuador y reducir así el consumo del sistema al generar el movimiento.



8. BIBLIOGRAFÍA

ALEX | Roar Lab. (2017, febrero 17). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <https://roar.me.columbia.edu/content/alex>

BLEEX | Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory. (2014, mayo 3). Recuperado 2 de noviembre de 2019, de <https://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/bleex/>

Cabeza de rótula pivotante (para articulaciones) con vástago roscado—Acero inoxidable (DIN 648) (WDS 852) | WDS. (2019). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <http://www.wdscomponents.es/product/5162/cabeza-de-rotula-pivotante-para-articulaciones-con-vastago-roscado-acero-inoxidable-din648-wds-852/>

Cabezas de articulación. (2019). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <https://www.skf.com/es/products/bearings-units-housings/plain-bearings/general/rod-ends-requiring-maintenance/index.html>

Cabrera, B. N. T. (2017). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PIERNA EXOESQUELÉTICA PARA LA ASISTENCIA DE LA MARCHA*. 139.

Cinética y dinámica de la locomoción humana. (2007, enero 8). Recuperado 18 de noviembre de 2019, de <http://sgpwe.izt.uam.mx/pages/docencia/alva/Locomocion/locomhuman.html>

Como construir un puente H barato y Arduino. (2019, mayo 8). Recuperado 18 de noviembre de 2019, de http://www.electrionoobs.com/circuitos_tut1.php

CONTROL DE LA VELOCIDAD Y SENTIDO DE GIRO DE UN MOTOR DE CORRIENTE DIRECTA EMPLEANDO PWM. (2017, diciembre 13). Recuperado 3 de noviembre

de 2019, de <https://www.puntoflotante.net/TUTORIAL-CONTROL-PWM-PARA-MOTORES-CORRIENTE-DIRECTA.htm>

Controlar motores de corriente continua con Arduino y L298N. (2016, mayo 26).

Recuperado 3 de noviembre de 2019, de Luis Llamas website:
<https://www.luisllamas.es/arduino-motor-corriente-continua-l298n/>

CYBERDYNE. (2018, abril 17). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de
<http://www.cyberdyne.jp/>

Ejemplo de cálculo del par motor en sistema lineal, Plotter Router Fresadora CNC, alciro—Projects, alciro.org. (2008, junio 26). Recuperado 18 de noviembre de 2019, de http://www.alciro.org/alciro/Plotter-Router-Fresadora-CNC_1/ejemplo-calculo-par-motor-sistema-lineal_260.htm

El exoesqueleto del CSIC y Marsi Bionics, entre los mejores proyectos de robótica con fin social | Consejo Superior de Investigaciones Científicas—CSIC - csic.es. (2017, febrero 13). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <https://www.csic.es/es/actualidad-del-csic/el-exoesqueleto-del-csic-y-marsi-bionics-entre-los-mejores-proyectos-de-robotica>

ELEGS™ | Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory. (2010, octubre 7). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <https://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs%E2%84%A2/>

ENCODER | Que es, para que sirve, tipos y como funciona. (2018, enero 4). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <https://como-funciona.co/un-encoder/>

Exoesqueleto Robótico | Technaid—Leading Motion. (2013, diciembre 10). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de Technaid website:
<https://www.technaid.com/es/productos/robotic-exoskeleton/>

- Guaura, R. D. A. (2018, febrero 6). Planos anatómicos y ejes. Recuperado 18 de noviembre de 2019, de Lifeder website: <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>
- hepcotion.com, H. (2019). Husillos a bolas BSP - Husillos Laminados desde diametro 16mm hasta 50 mm. Recuperado 3 de noviembre de 2019, de HepcoMotion Español website: <https://www.hepcotion.com/es/producto/componentes-de-movimiento-lineal/husillos-de-bolas/>
- Lokomat®. (2017, febrero 14). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de Hocoma website: <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>
- Mecafenix, F. (2017a, abril 28). Encoder ¿cómo funciona? Y sus tipos. Recuperado 3 de noviembre de 2019, de Ingeniería Mecafenix website: <https://www.ingmecafenix.com/automatizacion/encoder/>
- Mecafenix, F. (2017b, mayo 3). Puente h para control de motores. Recuperado 3 de noviembre de 2019, de Ingeniería Mecafenix website: <https://www.ingmecafenix.com/electronica/puente-h-control-motores/>
- Mecapedia-Husillo de bolas. (2006, agosto 20). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de http://www.mecapedia.uji.es/husillo_de_bolas.htm
- Modulación por ancho de pulso (PWM) - El rincón de Maxwell. (2016, febrero 21). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <https://elrincondemaxwell.wordpress.com/2016/02/21/modulacion-por-ancho-de-pulso-pwm/>
- Monografias.com, G. C. B. (2009, abril 12). Controlador Motores DC - Monografias.com. Recuperado 3 de noviembre de 2019, de

<https://www.monografias.com/trabajos68/controlador-motores-dc/controlador-motores-dc.shtml>

Morales, A. H. (2015, enero 22). Blog de avelino herrera morales [Weblog]. Recuperado 3 de noviembre de 2019, de [Http://avelinoherrera.com/blog/index.php](http://avelinoherrera.com/blog/index.php) website: <http://avelinoherrera.com/blog/index.php?entry=entry150121-152524>

Muñoz, R. (2018, septiembre 9). LG presenta un exoesqueleto para redoblar la fuerza de las piernas. *El País*. Recuperado de https://elpais.com/tecnologia/2018/08/24/actualidad/1535108435_989116.html

Ortesis y Prótesis | Óptica y Ortopedia Popular. (s. f.). Recuperado 5 de noviembre de 2019, de <https://oopopular.com.ar/ortesis-y-protesis/#targetText=Las%20ortesis%20son%20dispositivos%20ortop%C3%A9dicos,estructurales%20o%20funcionales%20del%20cuerpo.&targetText=A%20diferencia%20de%20las%20pr%C3%B3tesis,que%20solo%20funcionan%20como%20complemento.>

paradacreativa. (2019, mayo 13). Motor de corriente continua; tipos y partes. Recuperado 3 de noviembre de 2019, de Tercesa website: <https://tercesa.com/noticias/motor-de-corriente-continua-tipos-y-partes/>

PHOENIX Medical Exoskeleton | suitX. (2015, agosto 6). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <https://www.suitx.com/phoenix-medical-exoskeleton>

¿Qué es un encoder, cuáles son sus tipos y para qué sirven? (2017, mayo 10). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de De Máquinas y Herramientas website: <https://www.demaquinasyherramientas.com/mecanizado/encoder-tipos>



Regulación de velocidad en motor de corriente continua. (2017, octubre 31).

Recuperado 3 de noviembre de 2019, de Blog Mootio: Tips para inventores y reparadores | MOOTIO Components website: <http://www.mootio-components.com/blog/es/regulacion-velocidad-motor-corriente-continua/>

Robótica—Control PID de posición con librería para Arduino. (2019). Recuperado 3 de noviembre de 2019, de <https://sites.google.com/site/proyectosroboticos/control-de-motores/control-pid-con-libreria>





Relación de documentos

(X) Memoria	85	páginas
(_) Anexos	7	páginas

La Almunia, a 27 de noviembre de 2019

Firmado: Rebeca Rico Vicente

Etiquetas para
CD/DVD



**Escuela Universitaria
Politécnica - La Almunia**
Centro adscrito
Universidad Zaragoza

Nº TFG:
424.19.33

Director:

Fdo.:
Mónica Remacha
Andrés

Título TFG:

**MODELO DE EXOSQUELETO PARA PIERNA
DERECHA**

Autor:

Rebeca Rico Vicente

27/11/2019



**Escuela Universitaria
Politécnica - La Almunia**
Centro adscrito
Universidad Zaragoza

Nº TFG:
424.19.33

Director:

Fdo.:
Mónica Remacha
Andrés

Título TFG:

**MODELO DE EXOSQUELETO PARA PIERNA
DERECHA**

Autor:

Rebeca Rico Vicente

27/11/2019



**Escuela Universitaria
Politécnica - La Almunia**
Centro adscrito
Universidad Zaragoza

**ESCUELA UNIVERSITARIA POLITÉCNICA
DE LA ALMUNIA DE DOÑA GODINA (ZARAGOZA)**

MODELO DE EXOSQUELETO PARA PIERNA DERECHA

Model of an exoskeleton for right leg

424.19.33

Autor: Rebeca Rico Vicente
Director: Mónica Remacha Andrés
Fecha: 27/11/2019

