

**DISEÑO DE UN TOBILLO PROSTÉTICO DE 2 GRADOS DE
LIBERTAD**

ANDERSON JAIR BAUTISTA DELGADO

**UNAB
FACULTAD INGENIERÍA
INGENIERÍA MECATRÓNICA
BUCARAMANGA
2023**

**DISEÑO DE UN TOBILLO PROSTÉTICO DE 2 GRADOS DE
LIBERTAD**

ANDERSON JAIR BAUTISTA DELGADO

Proyecto de Grado

**DIRECTOR DEL PROYECTO:
HERNANDO GONZALEZ ACEVEDO**

**CODIRECTOR DEL PROYECTO:
JOHANN BARRAGAN GOMEZ**

**UNAB
FACULTAD INGENIERÍA
INGENIERÍA MECATRÓNICA
BUCARAMANGA
2023**

Bucaramanga enero 07 del 2023

*Un sueño se ha cumplido,
un escalón más superado, con mucho esfuerzo y sacrificio
en la idea firme y constante de trascender en la vida.
Gracias infinitas a mis padres y hermana por su apoyo,
A todas aquellas personas que me guiaron en mi camino
Y a quienes día a día aportaron en mi crecimiento
personal y profesional.*

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios ante todo por permitirme darme salud para culminar el proyecto.

Le agradezco a mis padres que siempre creyeron en mí.

Le agradezco a mis tutores, que siempre estuvieron pendiente para llevar este proyecto a feliz término.

Le agradezco a la corporación mahavir Kmina por abrirme las puertas para poder realizar mi proyecto.

Le agradezco al doctor Jesús Plata, director de la corporación Mahavir Kmina por ser mi asesor médico.

Le agradezco al ingeniero Edwin Velásquez, jefe de producción de la corporación Mahavir Kmina, por ser mi asesor bioingeniero.

Y finalmente les agradezco a mis compañeros de producción de la corporación Mahavir Kmina, por bríndame ayuda con mis falencias y la disposición de siempre enseñarme.

CONTENIDO

pág.

Tabla de contenido

1	INTRODUCCIÓN	9
2	ANTECEDENTES	10
3	JUSTIFICACIÓN	12
4	OBJETIVOS	14
4.1	OBJETIVO GENERAL	14
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
5	METODOLOGÍA	15
6	ESTADO DEL ARTE	18
7	MARCO TEÓRICO	26
8	DESARROLLO DEL DISEÑO PRELIMINAR	29
8.1	DISEÑO MECANICO	29
8.1.1	Mecanismo tipo cardán	29
8.1.2	Mecanismo tipo rotula	30
8.2	ELECCIÓN DE ALTERNATIVAS	31
8.3	DISEÑO DE LOS SENSORES DE PRESIÓN	31
8.3.1	Estudio del sensor de fuerza resistivo	32
8.3.2	Sensor de carga tipo galga	33
8.4	DISEÑO DE LOS SENSORES DE ACELERACIÓN	34
8.4.1	Acelerómetro Capacitivo	35
8.4.2	Acelerómetro Piezoeléctrico	35
8.4.3	Acelerómetro Piezoresistivo	36
8.5	MODELACIÓN 3D	37
8.5.1	<i>Estudio de fatiga con elementos finitos para el cardan.</i>	38
8.5.2	<i>Estudio de fatiga por elementos finitos del acople tipo cardán.</i>	40
8.5.3	<i>Diseño del pie jairpur con el mecanismo tipo cardan.</i>	43
8.6	LÓGICA DE PUNTOS DE APOYO	45
	Fase de apoyo	46
8.7	CONSIDERACIONES TECNOLÓGICAS	46
8.7.1	<i>Consideraciones médicas.</i>	48
8.7.2	<i>Consideraciones psicológicas.</i>	50

8.7.3	Consideraciones socioeconómicas.....	51
8.7.4	Consideraciones del motor.....	52
8.7.5	Consideraciones de diseño.....	52
8.8	FORMULACIÓN MATEMÁTICA.....	54
8.9	MODELO MATEMÁTICO DEL TOBILLO.....	55
8.10	MODELO MATEMÁTICO DEL MOTOR DC.....	56
8.11	REPRESENTACIÓN DEL MODELO PLANTA Y MOTO.....	57
8.12	LINEALIZACIÓN DEL MODELO PLANTA Y MOTO.....	57
8.13	TRASLADO CON SIMSCAPE.....	60
8.13.1	Modelo del mecanismo en SimScape.....	61
8.14	MODELO MATEMATICO UTILIZANDO “LINEAR SYSTEM ANALYZER”.....	62
8.15	COMPARATIVAS DE MODELOS DE CAJA BLANCA Y CAJA NEGRA CON RESPECTO A SIMSCAPE DE LA RESPUESTA TRANSITORIA.....	67
8.16	DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL.....	69
8.16.1	Sistema de control para la flexión.....	69
8.16.2	Sistema de control para la pronación.....	72
8.16.3	Sistema de marcha humana.....	76
8.16.4	Control en paralelo de la flexión y pronación.....	78
8.17	SELECCIÓN DEL MOTOR.....	80
8.18	SISTEMA DE CONTROL EN PARALELO DE LA FLEXIÓN Y PRONACIÓN.....	82
8.19	INGENIERÍA DE DETALLE.....	87
8.19.1	Tubo adaptador de pierna.....	87
8.19.2	Mecanismo tipo cardan.....	88
8.19.3	Modificaciones del pie seleccionado.....	89
8.19.4	Acople del sistema cardan al pie.....	89
8.19.5	Acople del sistema cardan al sistema modular.....	90
8.19.6	Adecuaciones para el acople de los motores con el sistema cardan.....	90
8.19.7	Ángulos del acople mecánico cardan al pie jaipur.....	91
8.19.8	Selección del sensor de presión.....	92
8.19.9	Selección del sensor de aceleración.....	92
8.19.10	Planos de sensores.....	92
8.19.11	Ubicación de los actuadores.....	93
8.19.12	Caja reductora.....	93
8.19.13	CIRCUITO DE CONTROL.....	94
8.19.14	Lógica de trabajo del sistema.....	96

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Metodica del proyecto.	15
Tabla 2. Estado del Arte Prótesis Transtibiales en Colombia.	23
Tabla 3. Valoraciones de los tipos de mecanismos.[Autor]	30
Tabla 4. Valoraciones de los tipos de cargas.	34
Tabla 5. Valoraciones de los tipos de aceleradores	36
Tabla 6. Clasificación de potencial caminata.	48
Tabla 7. Características de los primeros motores.....	80
Tabla 8. Características de los segundos motores	80
Tabla 9. Parámetros del motor seleccionado. [Fuente autor]	81

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Ilustración 1. Movimientos del tobillo. Fuente [1]	12
Ilustración 2. prótesis de madera en Egipto. Fuente [2]	18
Ilustración 3. Rango de movimiento de las articulaciones inferiores. Fuente [3]	18
Ilustración 4. Dinámica del tobillo y del pie. Fuente [4]	19
Ilustración 5. grados de movimiento asociados a las fases. Fuente [5]	20
Ilustración 6. simulación de la marcha en Opensim. Fuente [6].....	20
Ilustración 7. Datos del sensor Flexiforce con caminata nivelada. Tomada [7]	21
Ilustración 8. Método de identificación del terreno basado en lógica difusa del tobillo protésico inteligente. Tomada [8]	21
Ilustración 9. Fuerzas de reacción del suelo (GRF) del pie derecho y distribuciones de presión planas medidas durante la fase de apoyo de la marcha. Fuente [8].....	22
Ilustración 10. mecanismo tipo cardán. Fuente [10].....	29
Ilustración 11. junta tipo rotula. Fuente [11].	30
Ilustración 12. presiones pico promedio regionales durante la bipedestación en [Kpa]. Fuente [22].....	31
Ilustración 13. Sensor de fuerza resistivo. Fuente [12].....	33
Ilustración 14. Resistencia Vs fuerza del sensor FSR. Fuente [13].	33
Ilustración 15. Galga sensor de fuerza. Fuente [14].	34
Ilustración 16. Acelerómetro capacitivo. Fuente [15].	35
Ilustración 17. Acelerómetro piezoeléctrico. Fuente [15].	35
Ilustración 18. Acelerómetro piezoresistivo. Fuente [15].....	36

Ilustración 19. Cruceta del cardán en SolidWorks.	37
Ilustración 20. Sujeciones fijas en la cruceta del carda.	38
Ilustración 21. Cargas externas de la cruceta del cardán.	38
Ilustración 22. Enmallado de la cruceta del cardán.	39
Ilustración 23. Tensiones de Von-mises de la cruceta del cardán.	39
Ilustración 24. Daños a la fatiga de la cruceta del cardán.....	40
Ilustración 25. Mecanismo completo del acople tipo cardán.....	40
Ilustración 26. Sujeciones fijas y cargas externas del acople tipo cardán.....	41
Ilustración 27. Enmallado por elementos finitos basada en la curvatura del ensamble del cardán.....	41
Ilustración 28. Resultado de las tensiones de Von-mises mecanismo completo.	42
Ilustración 29. Estudio de la fatiga del acople tipo cardán.	42
Ilustración 30. Digitalización del pie Jaipur.	43
Ilustración 31. Colocación del mecanismo cardan al pie jaipur.	43
Ilustración 32. Sistema modular acoplado al mecanismo cardan. (A. vista isométrica) (B. vista superior)	44
Ilustración 33. Diseño del mecanismo de 2 GDL con el pie jaipur modificado.	45
Ilustración 34. Pie protésico uniaxial.	47
Ilustración 35. Pie protésico Jaipur. Fuente Autor.....	47
Ilustración 36. Niveles de amputación corporal. Fuente [2].....	50
Ilustración 37. Niveles de amputación pie. Fuente Autor.....	50
Ilustración 38. Búsqueda de motores con aplicaciones similares. [Fuente autor]	52
Ilustración 39. Modelo CAD del tobillo con nuevo mecanismo cardan. Fuente [Autor]	53
Ilustración 40. Ubicaciones de motores y ejes. [Fuente autor]	53
Ilustración 41. Diagrama del cuerpo libre del modelo cinético del pie en el plano sagital. [fuente autor].....	54
Ilustración 42. Diagrama del circuito eléctrico de un motor DC (Villa Parra, 2011).	56
Ilustración 43. motores acoplados en los ejes de la articulación. [Fuente autor].....	57
Ilustración 44. Respuesta al escalón unitario para flexión. [fuente autor].....	59
Ilustración 45. Respuesta al escalón unitario para pronación. [fuente autor]	60
Ilustración 46. Exportación del mecanismo CAD a SXL. Fuente [Autor]	60
Ilustración 47. Simulink del mecanismo. Fuente [Autor].....	61
Ilustración 48. Simulación del Simulink del mecanismo. Fuente [Autor].....	61
Ilustración 49. Configuraciones del revolote en simscape. [Fuente autor].....	62
Ilustración 50. Linealización por analyzer de la flexión.....	62
Ilustración 51. Linealización por analyzer de la pronación.	64
Ilustración 52. Respuesta de la variable de la flexión y de los espacios de estados en radianes.	66
Ilustración 53. Respuesta de la variable de la abducción y de los espacios de estados en radianes.	66
Ilustración 54. Comparativas de modelos de caja blanca y caja negra con respecto a simscape de la respuesta transitoria de la flexión.....	67
Ilustración 55. Comparativas de modelos de caja blanca y caja negra con respecto a simscape de la respuesta transitoria de la pronación.	68
Ilustración 56. Adiciona el sistema de control al simscape de la flexión. [Fuente autor].....	69
Ilustración 57. Reacción de la variable a sis control de la flexión con la acción de control. [Fuente autor]	70
Ilustración 58. Resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados en flexión. [Fuente autor]	71
Ilustración 59. Resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados en flexión con setpoint variable. [Fuente autor]	72
Ilustración 60. Adiciona el sistema de control al simscape de la pronación.[Fuente autor]	73
Ilustración 61. Reacción de la variable a sis control de la pronación con la acción de control. [Fuente autor] 73	
Ilustración 62. Resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados en pronación.[Fuente autor].....	75
Ilustración 63. Resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados en pronación con setpoint variable. [Fuente autor]	76
Ilustración 64. Simulink de la marcha humana. [Fuente autor]	76
Ilustración 65. Grafica de la simulación humana. [Fuente autor]	77
Ilustración 66. Configuración del control de la marcha humana. [Fuente autor]	77
Ilustración 67. Resultados con la configuración del control de la marcha humana. [Fuente autor]	78
Ilustración 68. Simulink de los 2 controladores en paralelo. [Fuente autor]	79

Ilustración 69. Graficas de la variable de los controladores en paralelo. [Fuente autor]	79
Ilustración 70. Parámetros del motor en simulink.	82
Ilustración 71. Simulink del sistema de control con parámetros reales. [Fuente autor]	83
Ilustración 72. Señal de la variable de la flexión y de la pronación del modelo en espacios de estados.	84
Ilustración 73. Señal de la variable de la flexión y de la pronación del modelo en SimScape.	84
Ilustración 74. Gráficas de velocidad de los modelos en paralelo.	85
Ilustración 75. Gráficas del torque de los modelos en paralelo.	85
Ilustración 76. Gráficas de la AC de los modelos en paralelo.	86
Ilustración 77. Gráficas de voltaje de los modelos en paralelo.	87
Ilustración 78. Adaptador para la pierna con acople.	88
Ilustración 79. Mecanismo tipo cardan. [Fuente autor]	88
Ilustración 80. Modificaciones del pie tipo jaipur. [Fuente autor]	89
Ilustración 81. Acople del mecanismo cardan al pie jaipur.	90
Ilustración 82. Acople del mecanismo cardan al sistema modular. [Fuente Autor]	90
Ilustración 83. Adecuaciones para el acople de los motores con el sistema cardan. [Fuente auto]	91
Ilustración 84. Distribución de sensores de fuerza. [Fuente autor].....	92
Ilustración 85. Distribución de sensores de fuerza. [Fuente autor].....	93
Ilustración 86. Caja de cambios planetaria para motor. [Fuente: https://es.aliexpress.com/i/4000891094997.html]	94
Ilustración 87. Circuito puente H con VNH5019. [Fuente: https://www.pololu.com/product/1451]	94
Ilustración 88. Circuito de sensores FSR402 y YMPU6050.	95
Ilustración 89. Batería de 22.2 [V]. [Fuente : https://www.alibaba.com/product-detail/ZYE-high-capacity-40000mah-44000mah-22_1600227615495.html?spm=a2700.wholesale.0.0.107d6784I5yvLD]	96
Ilustración 90. Seudocódigo del diagrama lógico.....	97

LISTA DE ANEXOS

pág.

Anexo 1. Acople de pierna.	94
Anexo 2. Cruceta cardan.	95
Anexo 3. Moto1 y/o 2.....	96
Anexo 4. horquilla cardan.	97
Anexo 5. Horquilla cardan inferior 2.....	98
Anexo 6. Pie kmina 2.	99
Anexo 7. La información de los parámetros de simscape	100
Anexo 8. Código de control de la shield VNH5019.....	105
Anexo 9. Código de Matlab.....	107
Anexo 10. Acotación de la caja reductora.	112

1 INTRODUCCIÓN

En los últimos años se ha observado un aumento en el número de traumas y amputaciones debido a las minas antipersonales, siendo la población infantil una de las más afectadas con dicho problema en Colombia. Como respuesta a esta necesidad, se realizó el diseño de un tobillo protésico transtibial para personas amputadas de miembro inferior, con sensores que permitirá detectar la posición el pie protésico y la fase de la marcha de este; así mismo conjunto de motores, los cuales permitirán el accionamiento y control de los movimientos del pie protésico.

2 ANTECEDENTES

Las principales causas de amputaciones en Colombia son las minas antipersonas, las enfermedades y los accidentes de tráfico. Colombia es el país que ocupa el tercer lugar en el mundo en muertos y heridos por minas antipersona, y el único en Latino América en el cual aún se instalan dichos dispositivos. Es también el país en el mundo con mayor número de víctimas de minas, seguido por Afganistán y Camboya. Son a diario 3 personas damnificadas por las minas en el país.

Las amputaciones transtibiales más comunes se presentan a un tercio medial y el tercio proximal (se divide la longitud total desde el pie hasta la articulación de la rodilla en 3 segmentos, siendo proximal el más cercano a la rodilla y el distal el más cercano al tobillo, siendo el medial entre los dos anteriores) y el mínimo segmento que debe conservarse a partir de la articulación es de 5 centímetros¹.

A pesar de la seriedad del problema, sólo el 3% de los recursos de cooperación internacional para el tema de minas, es destinado a Colombia. Esto y la compleja situación económica del país, dificulta el suministro de elementos protésicos para reincorporar al individuo amputado a la vida laboral, o sus actividades cotidianas.

La LEY 100 no es muy clara acerca del suministro de prótesis mediante entidades de Salud, las cuales están comprometidas a entregar “*soportes y estructuras para caminar*” cubriendo sólo aspectos de carácter funcional. Dichas entidades podrían negar prótesis a un paciente por ser consideradas “*Estéticas*”.

Afortunadamente se cuenta con la corporación mahavir kmina, quienes es una corporación sin ánimo de lucro que dona prótesis de forma gratuita para personas

con amputación transtibial y transfemorales, de bajo recursos económicos, o a quienes se le ha negado la oportunidad de obtener una prótesis por parte de las entidades de salud, quienes cuentan con la tecnología y la experiencia para la realización de las prótesis de bajo costo, con una mayor simplicidad y una gran resistencia para el uso de prótesis en ambientes desfavorables para otros tipos de tecnologías, quienes puede otorgar la prótesis a los beneficiarios en el mismo que se les toma las medidas del muñón.

En la actualidad, existen diversas configuraciones de prótesis transtibial, aunque existan prótesis que cuentan con alta tecnología en materiales y mecanismos con articulación de tobillo con movimiento en uno o en varios ejes para emular los movimientos del tobillo humano, éstos no se implementan en Colombia, a menos que sea una excepción o el paciente particular lo adquiera mediante la adquisición económica según sus necesidades, de otra forma, solo se provee una prótesis con pie sin articulación en el tobillo, con sus respectivos componentes de adaptaciones respectivos y su respectivo tubo o caña.

A este tipo de prótesis, se conocen como prótesis exomodulares, las cuales no permiten la marcha fluida² del paciente, aumentando la posibilidad de problemas fisiológicos, problemas de estabilidad y problemas de adaptación social.

¹ *Protesista Luis Mario Hurtado. Ortopédica TAO. 2008.*

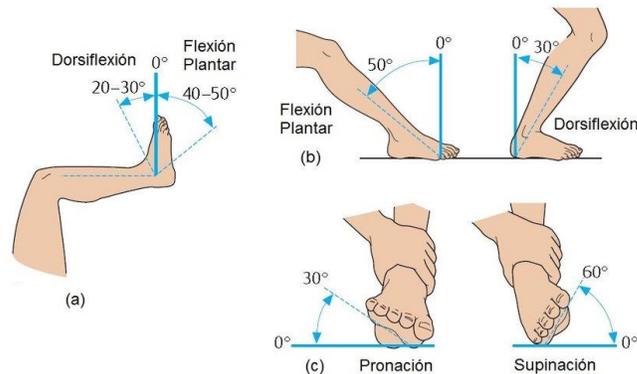
² *Se considera una marcha fluida, aquella en la que el paciente puede realizar el ciclo completo de marcha con sus debidas flexiones plantar y dorsal, en ambos pies*

Las prótesis existentes están compuestas por el tubo o caña, el pie, y sus respectivos componentes de adaptación, las cuales no presentan articulación de tobillo, teniendo un ensamble fijo y sin ningún tipo de articulación a nivel de tobillo.

3 JUSTIFICACIÓN

En el mercado se encuentra diferentes tipos de prótesis para las personas con amputación transfemoral y transtibial, pero son limitadas las que suplen la funcionalidad de la articulación del tobillo, dicha articulación cumple una gran importancia en la estabilidad corporal, la cual cobra una gran importancia en terrenos accidentados, o desnivelados, en donde Colombia es abundante por la topografía propia de la región.

Las prótesis del mercado se concentran en un solo grado de libertad, generando los movimientos de dorsiflexión y flexión planar de la zona del tobillo, debido a



que están cumpliendo una gran función en el movimiento del caminar, sin embargo, solo es un grado de libertad de los tres que cuenta el tobillo humano, conjunto de unos elevados precios, se vuelve pernicioso para la adquisición de estas prótesis en el mercado colombiano.

Ilustración 1. Movimientos del tobillo. Fuente [1]

Para ello se plantea la realización de un tobillo de 2 GDL, la cual permitirá simular el movimiento de flexión plantar, dorsiflexión, supinación y pronación (Imagen 1), para la instalación en prótesis comercial, permitiendo mantener bajo los costos con amplias prestaciones.

Para esto se requerirá tener sensores de presión en la planta del pie, los cuales nos dictaran la presión y el paralelismo del pie con respecto al suelo, esto debido a que frente un cambio de la inestabilidad del suelo o desniveles permitiría el posicionamiento de la prótesis de forma adecuada para mantener la estabilidad del sujeto, para ello se deberá tener en cuenta los diferentes puntos de la zona de la planta del pie para escoger aquellos que intervienen en mayor medida para tal fin, adicionalmente el agregado de un sensor de tipo giroscópico y acelerómetro, en la parte de la pierna el cual dictara el estado del patrón de marcha junto con la velocidad de la misma, lo cual es de gran importancia al momento al caminar, para la colocación de este sensor se deberá tener en cuenta las velocidades en los diferentes puntos de la pierna, en donde el movimiento será dado por el accionar de dos motores lineales que permitirá el funcionamiento adecuado y esperado de la prótesis debido al sistema de control.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar y simular computacionalmente un tobillo protésico de 2 GDL, para uso dentro de laboratorio controlado.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Consultar la bibliografía establecida para el diseño de un tobillo de 2 GDL.
- Diseñar la estructura mecánica en CAD de una prótesis de tobillo de dos grados de libertad.
- Determinar el modelo dinámico de un prototipo de tobillo de dos grados de libertad.
- Diseñar un sistema de control para un prototipo de prótesis de tobillo de dos grados de libertad
- Validar el movimiento del mecanismo de 2 grados de libertad por medio de software CAE, simulando la trayectoria de una marcha de los segmentos de pierna y pie.
- Realizar la ingeniería de detalle de los componentes que se requieran para la fabricación del tobillo protésico.

5 METODOLOGÍA

El tipo de investigación realizada fue correlacional. la metódica empleada para el desarrollo del proyecto de grado se compone de seis (9) fases, cada una de ellas con determinadas actividades

Tabla 1. Metódica del proyecto.

Metódica del Proyecto		
Fases		Actividades
1	Recolección de información	<ul style="list-style-type: none">- Recolección de información pertinente a la marcha humana, para entender de forma clara y precisa lo relativo al movimiento del pie.- Consultar diversas fuentes de información relacionadas al proyecto.- Recopilación bibliográfica en donde realizará diferentes algoritmos de búsqueda, en bibliografía científica de diferentes fuentes.

<p>2</p>	<p>Diseño mecánico</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Realizar el modelo matemático se identificará las ecuaciones matemáticas requeridas que involucran la acción de la articulación del tobillo en el movimiento de la marcha humana. - Estudiar diferentes estudios de los mecanismos que emule el movimiento del tobillo para la escogencia del mecanismo adecuado, teniendo en cuenta el estudio cinemático. - Realizar la Instrumentación en donde se planteará diferentes medidas a tomar con los sensores, las cuales son: la presión ejercida por la planta del pie con el suelo, la medida giroscópica, la cual dictara la posición de la pierna con respecto el suelo. - Realizar un modelado 3D y planos de producto del diseño - Realizar un Análisis de Elementos Finitos (Finit Element Analysis) de la estructura del producto para corroborar su funcionalidad.
<p>3</p>	<p>Diseño de detalle</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Determinar todos y cada uno de los subsistemas, componentes o partes que integran el proyecto. - Definir de manera precisa su ejecución; para ello, es primordial generar parámetros que contenga especificaciones y planeaciones que permitan poner en práctica el proyecto.
<p>4</p>	<p>Modelo matemático</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Identificar las ecuaciones matemáticas requeridas que involucran la acción de la articulación del tobillo en el movimiento de la marcha humana. - Creación de las formulaciones matemáticas y mecánicas donde se puedan relacionar la marcha humana con los puntos de giro y torques que realiza una persona a caminar. - Establecer las ecuaciones diferenciales que describen la dinámica de los 2 GDL dando por 1 toques de control.

5	Diseño del sistema de control	<ul style="list-style-type: none"> - Plantear la estrategia de control que permitirán el adecuado funcionamiento del dispositivo.
6	Desarrollo de pruebas	<ul style="list-style-type: none"> - Realizar pruebas del diseño teniendo en cuenta el mecanismo y el movimiento del mismo conjunto.
7	Desarrollo de control	<ul style="list-style-type: none"> - Efectuar el diseño de control para el movimiento del diseño mecánico a través de pruebas en simulación.
8	Redacción	<ul style="list-style-type: none"> - Redactar el libro y el artículo científicos necesarios para la presentación de la finalización del proyecto con las normativas requeridas.

6 ESTADO DEL ARTE

El avance en el diseño de las prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano, esto abarca desde las prótesis de madera en el antiguo Egipto, hasta la prótesis de bronce en la edad media.



Ilustración 2. prótesis de madera en Egipto. Fuente [2]

Llegando hasta la edad moderna en la cual se han venido realizando prótesis de alta tecnología, en donde podemos encontrar como últimos proyectos el nombrado “Prototipo de emulación de movimiento humano mediante una plataforma bípeda humanoide” en donde se encontró los GDL pierna, tanto como el rango como la ejecución de los mismo así mismo que se especifica la locomoción humana, permitiendo ver la importancia de cada fase de este prototipo.

	Articulación	Función	Rango
	Cadera	Extensión - Flexión	-30 ~ 120
		Aducción - Abducción	-20 ~ 45
		Rotación Interna - Externa	-15 ~ 60
	Rodilla	Extensión - Flexión	0 ~ 120
	Tobillo	Flexión Plantar - Dorsal	-40 ~ 20
		Supinación - Pronación	-35 ~ 15

Ilustración 3. Rango de movimiento de las articulaciones inferiores. Fuente [3]

También en el proyecto “**Diseño axiomático de un mecanismo pie-tobillo de una prótesis transtibial en el contexto colombiano**” se hace referencia a las fases de ciclo de marcha, teniendo en cuenta cada fase y sus características, también podemos encontrar los datos cinemáticos del pie con relación al tobillo, en donde se presenta un diseño netamente mecánico de pie – tobillo, que reemplaza el funcionamiento de cada parte de la anatomía de la zona por sus componentes mecánicos análogos.

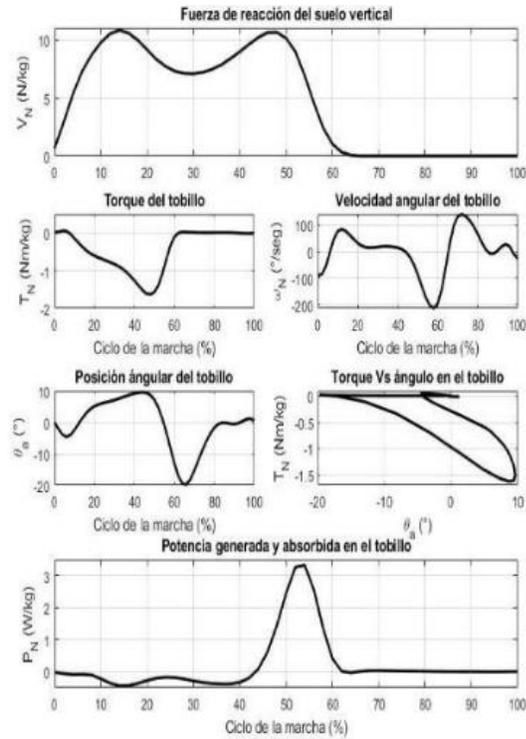


Ilustración 4. Dinámica del tobillo y del pie. Fuente [4]

También se encontró el proyecto “**Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores**” las referencia de las fases de ciclo de la marcha, teniendo en cuenta la locomoción asociada a cada fase y se estudia los ángulos de la articulación del tobillo asociados a cada fase de la marcha, permitiendo tener información de la relación de posición con respecto al eje del pie también se hace referencia a diferentes tipos de estrategias de control y la diferencia

de cada estrategia, teniendo en cuenta los pro y contras con sus respectivos efectos para la aplicación de del proyecto.

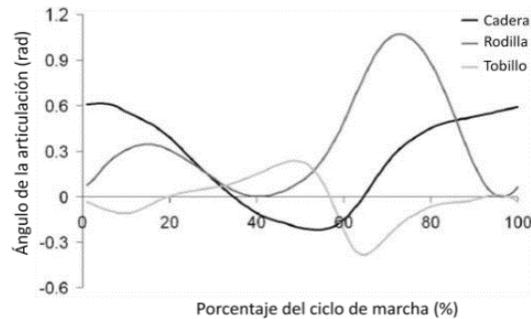


Ilustración 5. grados de movimiento asociados a las fases. Fuente [5]

Para los estudios de los modelos biomecánicos, se ha venido utilizando varios softwares, pero en el proyecto **“Modelo cinemático de la marcha protésica transtibial”** se da a conocer un software llamado “Opensim software” el cual es especializado para el modelado biomecánico del cuerpo humano, así como sus partes y estructuras, que se podría utilizar para la mejor comprensión de la articulación de interés y se abarca las redes neuronales para control del sis. Tobillo.

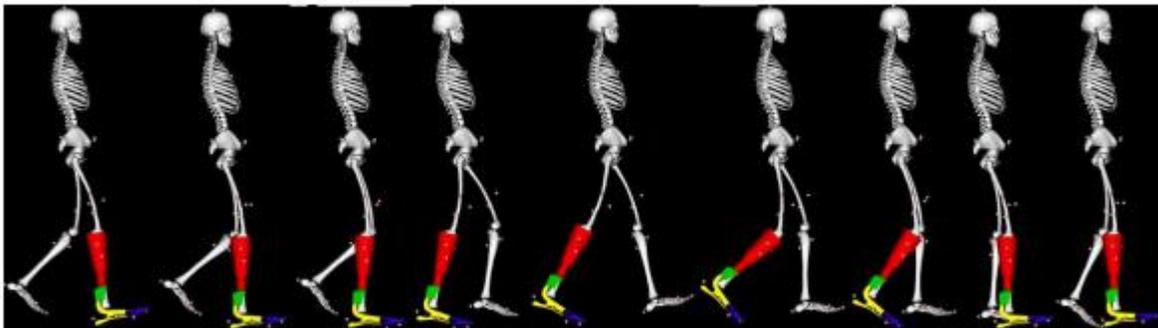


Ilustración 6. simulación de la marcha en Opensim. Fuente [6]

Los estudios de la presión de los sensores, la podemos encontrar en el proyecto **“Design and development of the control system for power ankle prosthesis”** en donde se realiza una toma de datos de sensor de fuerza flexible al caminar, teniendo en cuenta la colocación de dos tipos de dichos sensores en la suela de un zapato, para obtener la variable tipo voltaje de dichos sensores.

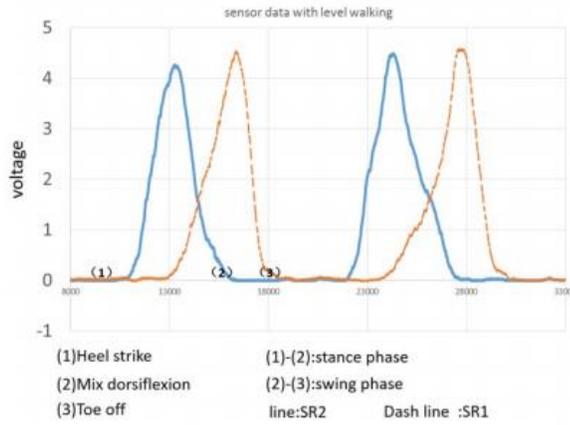


Ilustración 7. Datos del sensor Flexiforce con caminata nivelada. Tomada [7]

En cuanto al control para los proyectos relacionados a las prótesis, se ha venido avanzando de forma simultánea, debido al avance de las formas de control al igual que la tecnología disponible para realizarla, tal avance se puede observar en el proyecto **“Research on Terrain Identification of the Smart Prosthetic Ankle by Fuzzy Logic”** donde se realiza un tobillo protésico inteligente, utilizando un método fuzzy para la identificación del terreno y se realiza un cuadro comparativo de 5 terrenos diferentes para la intensificación por método fuzzy.

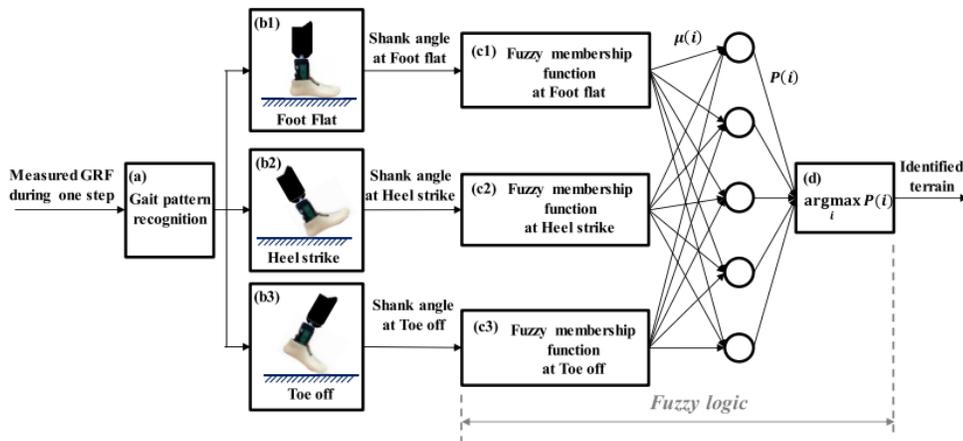


Ilustración 8. Método de identificación del terreno basado en lógica difusa del tobillo protésico inteligente. Tomada [8]

Para la realización de los proyectos en la actualidad, se viene siguiendo un método riguroso del estudio del caminar humano, en los cuales comprendes desde el movimiento, los ángulos y la fuerza ejercida por el pie, en este último caso se puede

observar en el artículo “**Finite element analysis of biomechanical effects**” la realización de una comparación de la presión plantar entre la predicción de elementos finitos y la medición del análisis de la marcha para su validación, así como la reacción y la fuerza aplicada en la planta en cada fase de la marcha.

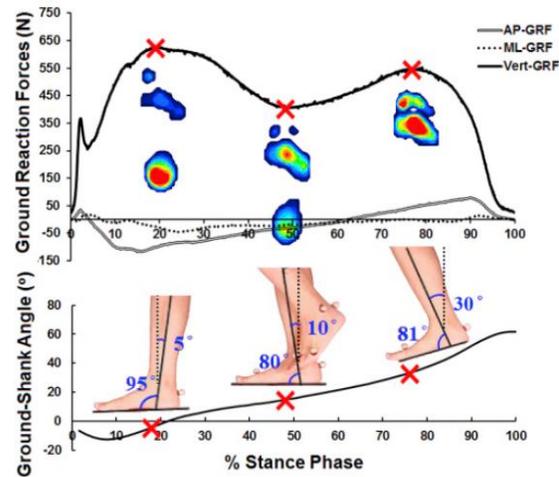


Ilustración 9. Fuerzas de reacción del suelo (GRF) del pie derecho y distribuciones de presión planas medidas durante la fase de apoyo de la marcha. Fuente [8]

En conclusión, se puede intuir que el avance de las prótesis y los sistemas de control para las mismas, siguen y seguirán avanzando a la par de la tecnología asociada, con esto puede llegar a surgir una esperanza para el reemplazo parcial o total de un miembro del cuerpo humano, por una prótesis con mayor función y mayor rendimiento que los mismos miembros que la naturaleza a forjado durante miles de años.

Tabla 2. Estado del Arte Prótesis Transtibiales en Colombia.

<p>Empresa o Institución que importa o desarrolla el producto</p>	<p>Imagen del Producto</p>	<p>Descripción del Producto</p>
<p></p> <p>Ortopédica TAO (Colombia): Suministra prótesis con sistemas nacionales y sistemas importados.</p>	<p></p> <p>Prótesis Miembro Inferior Bajo Rodilla</p>	<p>Prótesis exomodal (izquierda): Compuesta por socket interno y pierna en resina (polipropileno)</p> <p>Prótesis endomodal (derecha): Compuesta por socket, tubo o caña, adaptador de tubo (para la parte proximal), adaptador tobillo – pie, y pie.</p>
<p></p> <p>Neotécnica (Colombia): Empresa dedicada al desarrollo e importación de Componentes Ortopédicos. Sus productos en la gama de miembro inferior (transtibial) se ofrecen mediante “kits BK”.</p>	<p></p>	<p>“Kit BK Endomodal – Inox”</p> <p>Incluye:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Adaptador socket 4 brazos - 1 perforación - Acople tubo 30mm hembra - Caña 30mm x 250mm - Tubo Aluminio, adaptador inoxidable - Adaptador para pie SACH - tornillo M-10 - Pie SACH con dedos, talón 10mm, quilla en madera

 <p>(Colombia)</p> <p>Compañía que fabrica componentes metálicos a nivel de prótesis, órtesis, y accesorios para redes de gases</p>		<p>Prótesis Transfemoral endomodula</p>
 <p>Orthopraxis (Colombia): Empresa dedicada a suministrar ayudas ortopédicas, órtesis y prótesis, mediante importación y desarrollo de productos.</p>		<p>Sistemas Transtibiales Exomodulares ("convencionales")</p> <p>Pies protésicos importados por Orthopraxis: Entre ellos el pie sach y pies multiaxiales.</p>

7 MARCO TEÓRICO

Como conceptos del marco teórico a tener en cuenta que una prótesis de tobillo es el reemplazo quirúrgico de la articulación del tobillo, permitiendo restaurar la movilidad o mitigar el dolor causado por los efectos de la artritis o accidentes a dicha articulación según la clínica ortopédica alemana [6], lo cual difiere a las prótesis de tobillo inteligentes, la cual es una prótesis de miembro inferior cuya articulación del tobillo tiene un funcionamiento inteligente, para esto se debe tener como referencia las diferentes tipo de prótesis que existes, tales como:

Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado [3], por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto. Existen algunos tipos de prótesis [4]:

Prótesis estéticas: Son denominadas también prótesis pasivas, dado que solo cubren el aspecto estético. Para fabricarlas se emplean de manera recurrente tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona.

Prótesis funcionales: Las prótesis o implantes funcionales, a diferencia de las anteriores, proveen cierta movilidad intentando suplir las funciones del miembro natural amputado. En cuanto a las prótesis funcionales, éstas se pueden clasificar en mecánicas o mioeléctricas, siendo estas últimas las que ofrecen una mejor solución en cuanto a la activación de los actuadores, aunque tiene un mayor peso y precio.

Prótesis mecánicas: Las prótesis mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de fuerzas externas o mecanismos pasivos simulando las fuerzas implicadas en el pie, Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo, se limita al agarre de

objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños.

Prótesis eléctricas: Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Se controlan de varias formas, ya sea con un servo control, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan estas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket, que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Su adquisición y reparación son costosas, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis.

Prótesis neumáticas: Son prótesis accionadas por aire comprimido que utilizan actuadores por músculos neumáticos, proporcionan una gran cantidad de energía, aunque también presentan como inconveniente la complicación de sus aparatos accesorios. Un musculo neumático estaba compuesto de un tubo interior de caucho cubierto por una capa de fibras trenzadas de forma helicoidal. Este se cerraba por los dos extremos, uno de ellos era la entrada de aire y el otro el punto de conexión

Prótesis mioeléctricas: Se trata de prótesis electrónicas controladas por medio de un poder externo bioeléctrico. Hoy en día son el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación, ya que sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de acción. El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular. Se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que es creada por la interacción química en el cuerpo.

Prótesis híbridas: Una prótesis híbrida combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad en una sola prótesis. En su gran mayoría, las prótesis híbridas sirven para individuos que tienen amputaciones o deficiencias transtibiales (debajo de la rodilla) Las prótesis híbridas utilizan con frecuencia un mecanismo accionado por fuerzas externas conjunto con un control en la parte inferior.

Modelo matemático: para el modelo matemático se puede plantear de 2 formas diferentes, una en la cual solo se tiene en cuenta la relación de posición del pie con respecto a la tibia, el cual de forma simplificada se puede ver como un péndulo invertido y considerando la eliminación de 2 de los movimientos del tobillo el cual no se considera fundamental en la marcha humana los cuales son la abducción y la aducción, se puede plantear el modelo matemática a través de las ecuaciones newto-euler o a través del método lagrangiano.

8 DESARROLLO DEL DISEÑO PRELIMINAR

8.1 DISEÑO MECANICO

Para el estudio del mecanismo apropiado para la articulación del tobillo se plantea el estudio de 2 tipos de mecanismos que nos permiten el movimiento necesario para la articulación en cuestión, para esto se estudia los mecanismos principales:

- Mecanismo tipo cardán.
- Mecanismo tipo rotula.

8.1.1 Mecanismo tipo cardán

El cardán es un sistema mecánico, que permite unir dos ejes no coaxiales, es decir que cada eje no se encuentra en la misma línea que el otro necesariamente y que su objetivo es transmitir el movimiento de rotación desde un eje conductor a otro conducido a pesar de no ser colineales.

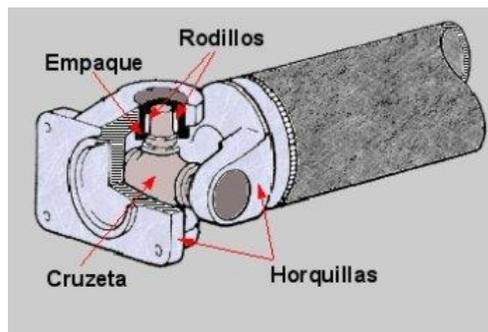


Ilustración 10. mecanismo tipo cardán. Fuente [10]

El cual está compuesto por dos horquillas que están unidas a través de una pieza en forma de cruz conocida como cruzeta, los extremos de la cruzeta se introducen en los agujeros de las horquillas y se apoyan en sus respectivos cojinetes de rodillos. Esta cruzeta hace que uno de los árboles sea arrastrado cuando la otra gira, sin embargo, permite el movimiento angular del eje de un árbol con respecto al del otro.

8.1.2 Mecanismo tipo rotula

También llamado junta esférica de rodamiento de carga están sujetas a esfuerzo continuo, de acuerdo con la configuración de la suspensión (conexiones múltiples, MacPherson, horquilla doble, eje sólido), que tiene similares comportamientos a las articulaciones de la cadera humana, las juntas esféricas actúan como puntos de pivote, este movimiento independiente aísla el movimiento de la rueda con respecto al chasis para crear una conducción suave y silenciosa.

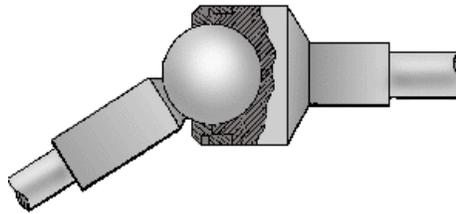


Ilustración 11. junta tipo rotula. Fuente [11].

La junta esférica está compuesta por el perno esférico, la cual es la parte del mecanismo que gira y pivota, este movimiento es ayudado por un rodamiento la cual soporta las cargas aplicadas al perno esférico; el rodamiento está dentro de la carcasa, que aloja todos los componentes mencionados anteriormente evitando la salida o desarme de junta en funcionamiento.

Tabla 3. Valoraciones de los tipos de mecanismos.[Autor]

Valoración	Ventajas	Desventajas
Tipo cardán	<ul style="list-style-type: none"> • Fácil de adquirir • Facilita el anclado para el movimiento • Menor costo • Menor fricción • Mayor control de giro 	<ul style="list-style-type: none"> • Mayo exposición al ambiente • Mayor susceptible fatiga
Tipo rotula	<ul style="list-style-type: none"> • Menor exposición al ambiente • Mayo resistencia a fuerzas normales 	<ul style="list-style-type: none"> • Limitaciones en el giro • Difícil el anclado para el movimiento • Movimiento adicional por momento • Mayor fricción

		<ul style="list-style-type: none"> • Menor precisión en el giro
--	--	--

8.2 ELECCIÓN DE ALTERNATIVAS

Debido a la diferencia de las ventajas del mecanismo, se opta por el tipo cardán teniendo en cuenta una la elección por parámetros de ventajas Vs desventajas de cada mecanismo, sin embargo, se plantea el uso de un estudio del mecanismo para corroborar la resistencia del mecanismo ante fuerzas cortantes bajo el supuesto del uso por una persona de 100 [Kg], a la cual se le debe aplicar un factor de seguridad de 1.2, sacando los siguientes cálculos:

$$100 [Kgf] = 980.66 [N]$$

Ecuación 1.

$$980.66 [N] * 1.2[Fs] = 1176.8[N]$$

Ecuación 2

Por tal motivo se requiere un estudio estático para fuerzas cortantes cuyo valor se establece en 1176.8 [N], para considerar las fuerzas cortantes en el mecanismo tipo cardán, como se realiza en el numeral 8.5.

8.3 DISEÑO DE LOS SENSORES DE PRESIÓN

Para la selección de los sensores de presión se debe tener en cuenta características de la marcha humana, tales como la presión ejercida por la planta del pie, así como

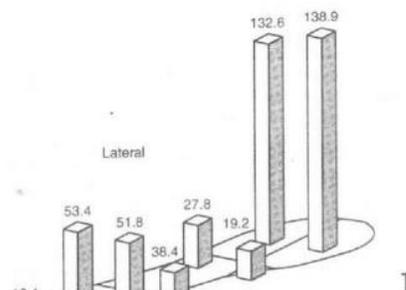


Ilustración 12. presiones pico promedio regionales durante la bipedestación en [Kpa]. Fuente [22].

los picos promedios regionales durante la bipedestación, las cuales podemos observar en la figura 9-39 del libro biomecánica básica [22], la cual hacer referencia a las medidas regionales en [Kpa], donde podemos sacar como referencia que la presión promedio mayor ejercida en la planta del pie es de 138.9 [Kpa] y como presión mínima de 8.7 [Kpa].

Teniendo en cuenta lo mencionado anteriormente, se debe hacer las conversiones de unidades necesarias para parametrizar el rango de censado requeridos para la aplicación adecuada de la toma de lectura, para esto se requiere hacer la transformación de [Kpa] a [Kgf], para esto se utiliza la presión pico promedio regional máxima:

$$138.9 [Kpa] = 1.4276 [Kgf * cm^2]$$

Ecuación 3.

$$1.4276 [Kgf * cm^2] = 14.02 [N * cm^2]$$

Ecuación 4.

Con la ecuación 19 y 20. Podemos hacer la transformación de [Kpa] a [N*cm²] arrojando como resultado que se requiere un sensor de tamaño de 1 [cm²] con un rango máximo de sensibilidad de 15 [N], para esto se estudia 2 tipos de sensores de fuerza:

- Sensor de fuerza resistivo
- Sensor de galga de carga

8.3.1 Estudio del sensor de fuerza resistivo

Es un sensor que varía su resistencia según la presión o fuerza aplicada en el área circular. Cuanto más se presione, menor será su resistencia. Cuando no es presionado, su resistencia es superior a 1MΩ. Puede detectar presión desde tan solo 2 gramos y aunque puede soportar hasta 50 [Kg] de presión, es muy delicado así que

se puede romper debido a la alta presión, tiene una extensión que termina en dos puntas que se pueden soldar cómodamente.



Ilustración 13. Sensor de fuerza resistivo. Fuente [12].

La característica de fuerza frente a resistencia que se muestra en la ilustración 14. proporciona una descripción general del comportamiento de respuesta típico de FSR.

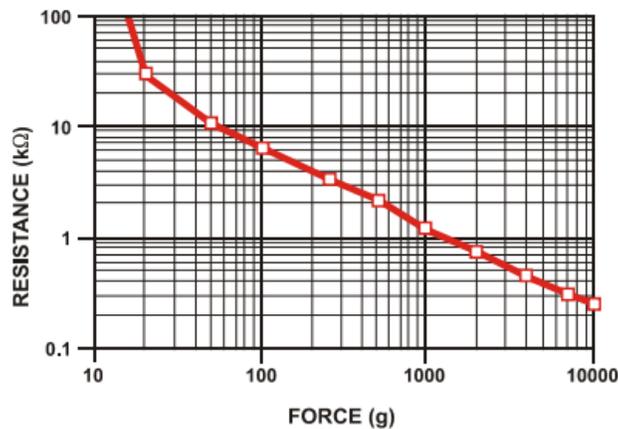


Ilustración 14. Resistencia Vs fuerza del sensor FSR. Fuente [13].

8.3.2 Sensor de carga tipo galga

Las galgas extensiométricas son sensores cuya resistencia varía con la fuerza aplicada, estos sensores convierten la fuerza, presión, tensión, peso, etc, en un cambio de la resistencia eléctrica el cual puede ser medido, este tipo de sensores son los elementos más importantes en el diseño de transductores de presión y células de carga.



Ilustración 15. Galga sensor de fuerza. Fuente [14].

Cuando se aplica una fuerza externa a un objeto estacionario, se produce tensión y estrés sobre él, el estrés se define como las fuerzas internas de resistencia del objeto y la tensión se define como el desplazamiento y la deformación que se producen, generando una tensión entre los conectores.

Tabla 4. Valoraciones de los tipos de cargas.

Valoración	Ventajas	Desventajas
Sensor de fuerza resistivo	<ul style="list-style-type: none"> • Fácil de adquirir • Muy delgado • No requiere shield • Fácil de colocar 	<ul style="list-style-type: none"> • Mayor costo • Lectura por resistencia
Sensor de carga tipo galga	<ul style="list-style-type: none"> • Fácil de adquirir • Menor costo • Lectura por tensión 	<ul style="list-style-type: none"> • Muy grueso • Requiere shield de Arduino • Se requiere adecuación para la instalación.

Debido a la fácil colocación del sensor, se opta por seleccionar el sensor de fuerza resistivo, esto con el fin tener una menor modificación de la pierna protética.

8.4 DISEÑO DE LOS SENSORES DE ACELERACIÓN

Los acelerómetros o sensores de aceleración están pensados para realizar una medida de aceleración o vibración, que proporcionan una señal eléctrica según la

variación física que miden, en este caso la variación física es la aceleración o la vibración.

Existen diferentes modelos que combinan las diferentes tecnologías existentes, siendo principalmente acelerómetros piezoresistivos, acelerómetros piezoeléctricos y acelerómetros capacitivos.

8.4.1 Acelerómetro Capacitivo

El sistema de detección y medición en este medidor es conformado por capas capacitivas internas, estén estas de manera fija o móvil mediante resortes, ante la aceleración las placas se mueven y se produce el diferencial de capacitancias con el que se mide la aceleración.



Ilustración 16. Acelerómetro capacitivo. Fuente [15].

8.4.2 Acelerómetro Piezoeléctrico

El funcionamiento de este acelerómetro está relacionado al efecto piezoeléctrico, en el que la modificación de la estructura cristalina de los materiales mediante deformaciones físicas genera cambios en los comportamientos eléctricos de dicho material. Para eso este modelo usa cristales de tipo piezoeléctrico que, ante una variación en la aceleración, producen una corriente eléctrica medible para determinar la aceleración a medir.



Ilustración 17. Acelerómetro piezoeléctrico. Fuente [15].

8.4.3 Acelerómetro Piezoresistivo

En este modelo se utiliza un sustrato que, mediante una reacción de puente de Whetstone, genera un diferencial en la resistencia. De esta manera se mide la intensidad de corriente y, por lo tanto, la aceleración.

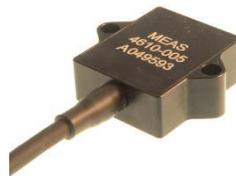


Ilustración 18. Acelerómetro piezoresistivo. Fuente [15].

Tabla 5. Valoraciones de los tipos de aceleradores.

Valoración	Ventajas	Desventajas
Acelerómetro Capacitivo	<ul style="list-style-type: none"> • Requiere shield de Arduino • Lectura por voltaje 	<ul style="list-style-type: none"> • Mayor costo • Muy grueso • Gran tamaño
Acelerómetro Piezoeléctrico	<ul style="list-style-type: none"> • Fácil de adquirir • Menor costo • Lectura por tensión • No requiere shield de Arduino 	<ul style="list-style-type: none"> • Susceptible a vibraciones
Acelerómetro Piezoresistivo	<ul style="list-style-type: none"> • Fácil de adquirir • Menor costo • No requiere shield de Arduino 	<ul style="list-style-type: none"> • Lectura por resistencia • Requiere shield de Arduino • Requiere puente de Wheatstone

Se elige un acelerómetro piezoeléctrico, debido a sus altas ventajas y bajas desventajas, para este tipo de acelerómetro se elige adquirir el módulo MPU6050 que trabaja sobre el principio piezoeléctrico, contiene un giroscopio de tres ejes con el que podemos medir velocidad angular y un acelerómetro también de 3 ejes con el que medimos los componentes X, Y y Z de la aceleración, el acelerómetro trabaja sobre el principio piezoeléctrico y posee además de un sensor de temperatura.

8.5 MODELACIÓN 3D

Para el estudio estático del mecanismo para la rodilla, se empieza con la creación de mecanismo tipo cardán, para esto se realiza un modelo CAD en el software SolidWorks, para este modelo se utilizó las medidas de un acoplamiento tipo cardán para RC, con estala 1:1 con referencia 135 – 40 -1, articulación universal de $\frac{3}{4}$, de material acero SS, con el objetivo de hacer un estudio estático profundo de las fuerzas que se manifiestan en el momento de la aplicación de las cargas externas, se empieza con el estudio de la cruceta del cardán, tal como se muestra en la ilustración 12.

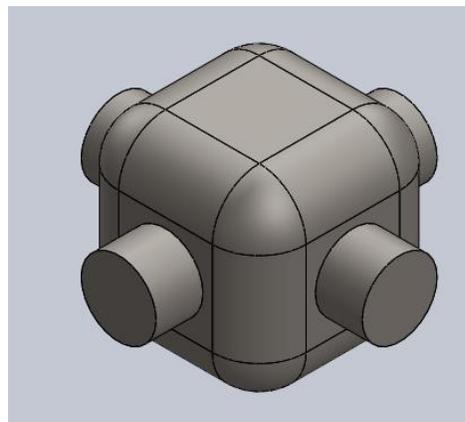


Ilustración 19. Cruceta del cardán en SolidWorks.

8.5.1 Estudio de fatiga con elementos finitos para el cardan.

Para ello se crea un estudio estático, en las cuales se establece las sujeciones fijas en dos (2) brazos de la cruceta del cardán, simulando el contacto con los rodamientos estáticos del acople tipo cardán.

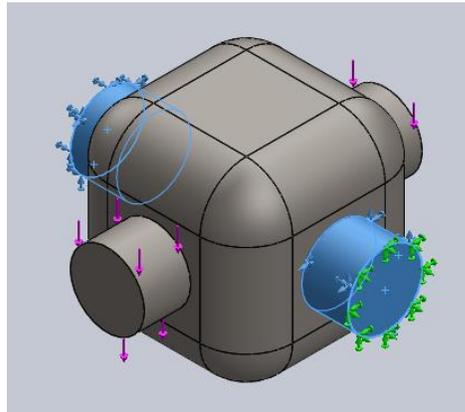


Ilustración 20. Sujeciones fijas en la cruceta del carda.

Después de las sujeciones fijas, se continúa realizando las cargas externas, las cuales son ubicadas en los otros dos (2) brazos de la cruceta del cardán, diferentes de las sujeciones fijas, en donde es de tipo fuerza con dirección vertical hacia abajo con una intensidad de 1173 [N] por toda la cara de los brazos.

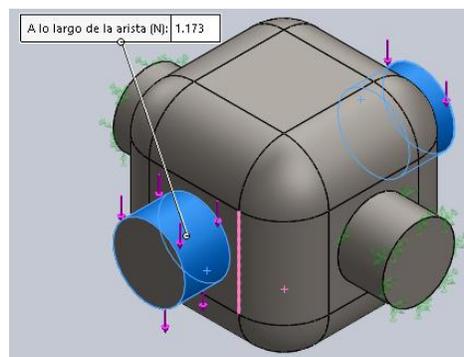


Ilustración 21. Cargas externas de la cruceta del cardán.

A continuación, se realiza el enmallado con 4 puntos jacobianos y un tamaño de elemento de 1.99 [mm], tipo sólida.

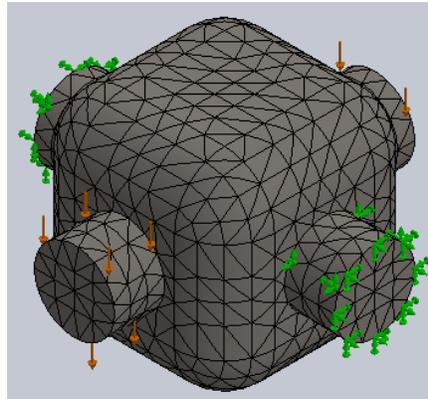


Ilustración 22. Enmallado de la cruceta del cardán.

Se ejecuta la simulación del estudio estático, arrojando como resultado las tensiones de Von-mises, los desplazamientos y las deformaciones unitarias, en donde se realiza la comprobación de las tensiones, que el punto crítico de la tensión es de 5.454×10^7 [N/m²], el cual es aceptable para este elemento.

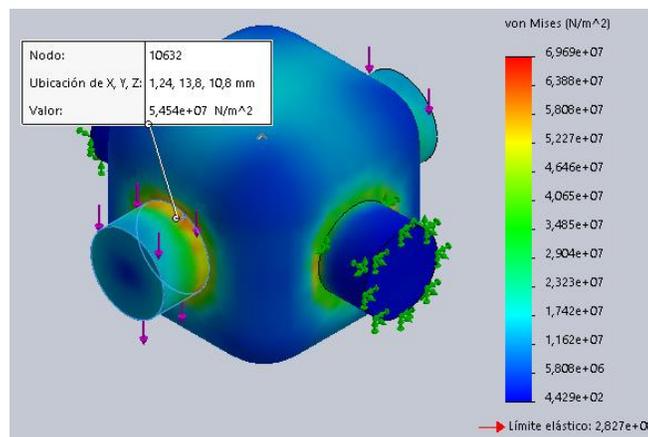


Ilustración 23. Tensiones de Von-mises de la cruceta del cardán.

Cómo se puede observar en el estudio estático, las tensiones son permisibles para este componente de la cruceta del acoplamiento tipo cardán.

Para comprobar la resistencia a la fatiga del componente, se hace un nuevo estudio a la fatiga con carga fija de amplitud constante de 1173 [N] cada segundo, durante 2000 ciclos, arrojando como resultado que dicho componente no presenta daños algunos.

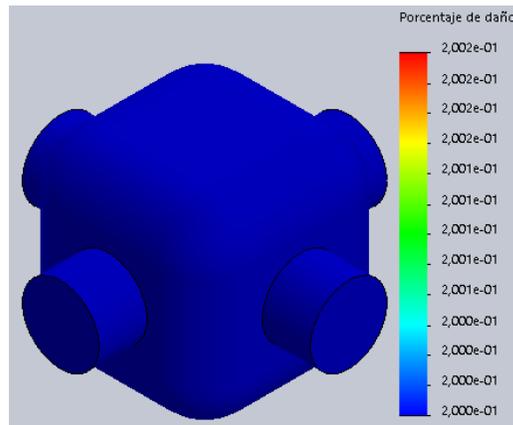


Ilustración 24. Daños a la fatiga de la cruceta del cardán.

8.5.2 Estudio de fatiga por elementos finitos del acople tipo cardán.

Para la comprobación del mecanismo completo del acople tipo cardán, se realizó un diseño de todo el mecanismo.

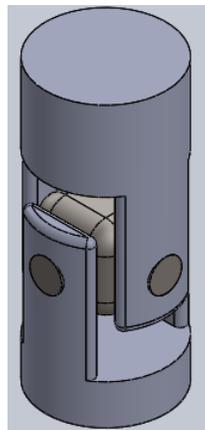


Ilustración 25. Mecanismo completo del acople tipo cardán.

Se realizó un estudio de análisis estático de todo el mecanismo con un ensamble del acople tipo cardán, con conexiones de contacto entre la cruceta del cardán con las horquillas del mecanismo, colocando las sujeciones fijas en la parte inferior del acople

y una carga externa en la parte superior de fuerza de 1173 [N] tal como se muestra en la ilustración 19.

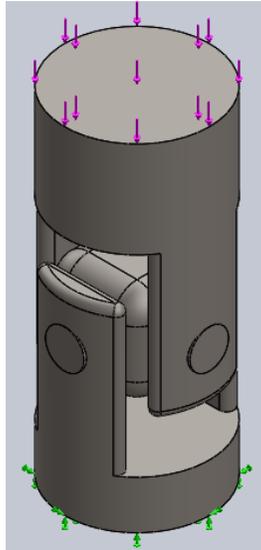


Ilustración 26. Sujeciones fijas y cargas externas del acople tipo cardán.

Se aplica un enmallado por elementos finitos basada en la curvatura, con un tamaño máximo de 6.947 [mm] modificando el control de malla en los puntos de apoyo, con un tamaño de 1.539 [mm].

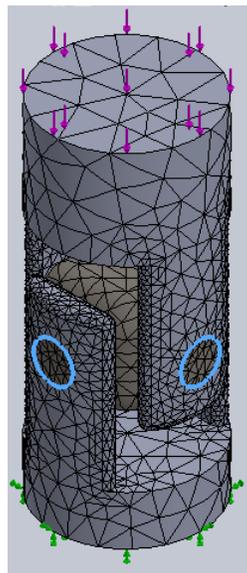


Ilustración 27. Enmallado por elementos finitos basada en la curvatura del ensamble del cardán.

Al ejecutar la simulación arroja un resultado de las tensiones de Von-mises, la cual tiene el punto de mayor consideración en una horquilla con un valor de 9.884 [N/m²] siendo este un estimado no crítico para el mecanismo.

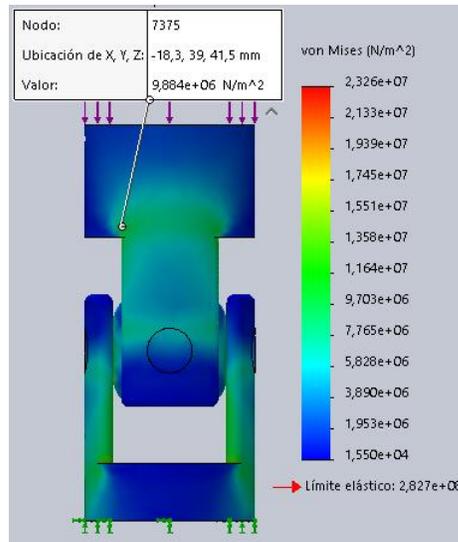


Ilustración 28. Resultado de las tensiones de Von-mises mecanismo completo.

Para comprobar la resistencia a la fatiga del sistema de acople tipo carda, se hace un nuevo estudio a la fatiga con carga fija de amplitud constante de 1173 [N] cada segundo, durante 2000 ciclos, arrojando como resultado que dicho componente no presenta daños algunos.

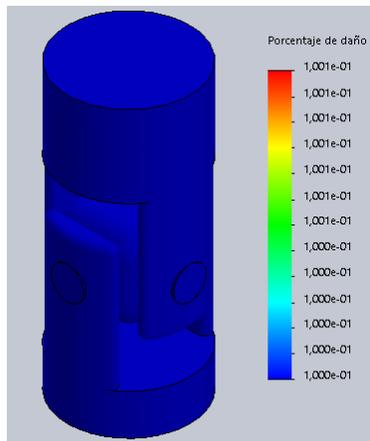


Ilustración 29. Estudio de la fatiga del acople tipo cardán.

8.5.3 Diseño del pie jaipur con el mecanismo tipo cardan.

Para la colocación del mecanismo tipo cardán, se realizó la digitalización del pie Jaipur, el cual es el pie utilizado por la corporación mahavir kmina, tecnología que por su disponibilidad en las practicas académicas, se utilizó para la adaptación del mecanismo tipo cardan, modificado anterior a la adaptación del mecanismo.

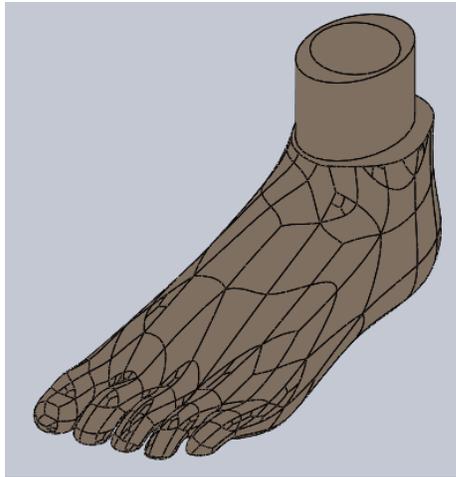


Ilustración 30. Digitalización del pie Jaipur.

Modificando este diseño para la adecuada colocación del acople mecánico, a este se le realiza un orificio en la cara superior, en donde se le introducirá el mecanismo tipo cardán, dejando una pequeña distancia desde el borde interior del orificio realizado al mecanismo, para que este tenga espacio suficiente para el movimiento del mismo.

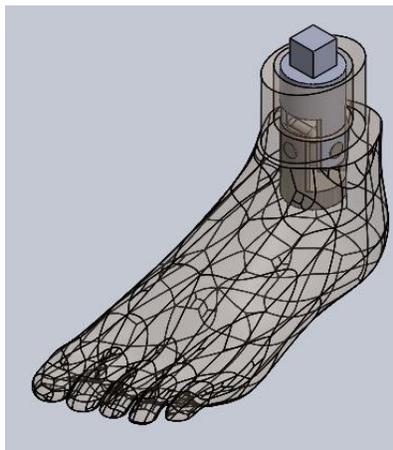
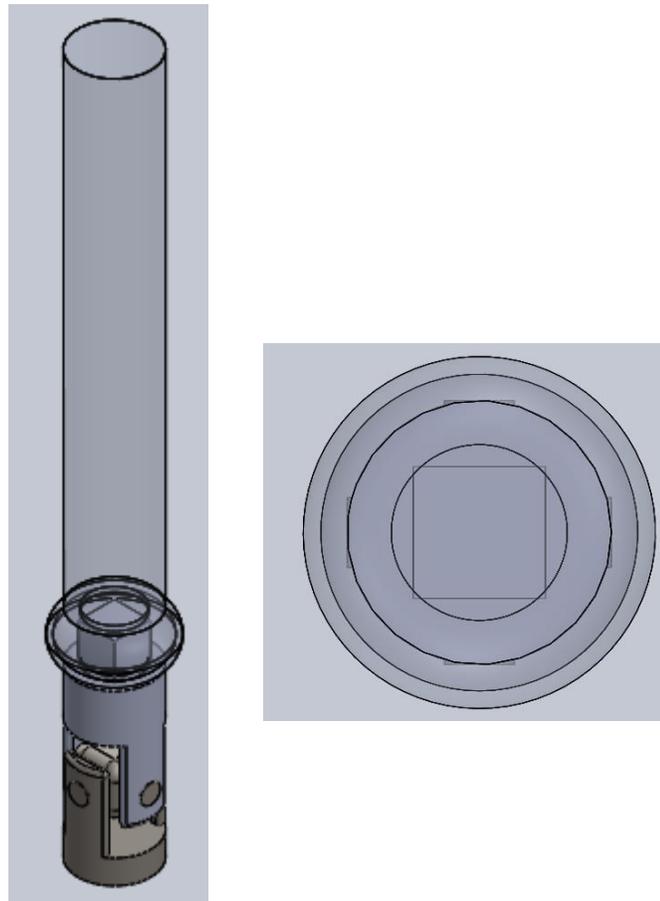


Ilustración 31. Colocación del mecanismo cardan al pie jaipur.

Posterior se adapta el sistema modular de la pierna, realizando el sistema en CAD solidworks con las mismas medidas que se utilizan para la adaptación de las prótesis en personas amputadas de miembro inferior, aprovechando que el mecanismo comercial tiene un acople macho, el cual es muy similar a los acoples utilizados para tal fin.



*Ilustración 32. Sistema modular acoplado al mecanismo cardan.
(A. vista isométrica) (B. vista superior)*

Después se realiza el ensamble total del mecanismo con el pie Jaipur, para el diseño en su totalidad del sistema de 2 GDL en el pie Jaipur, con las modificaciones requeridas para tal fin, teniendo en cuenta que este diseño nos permite un movimiento amplio pero controlado hasta unos ángulos.

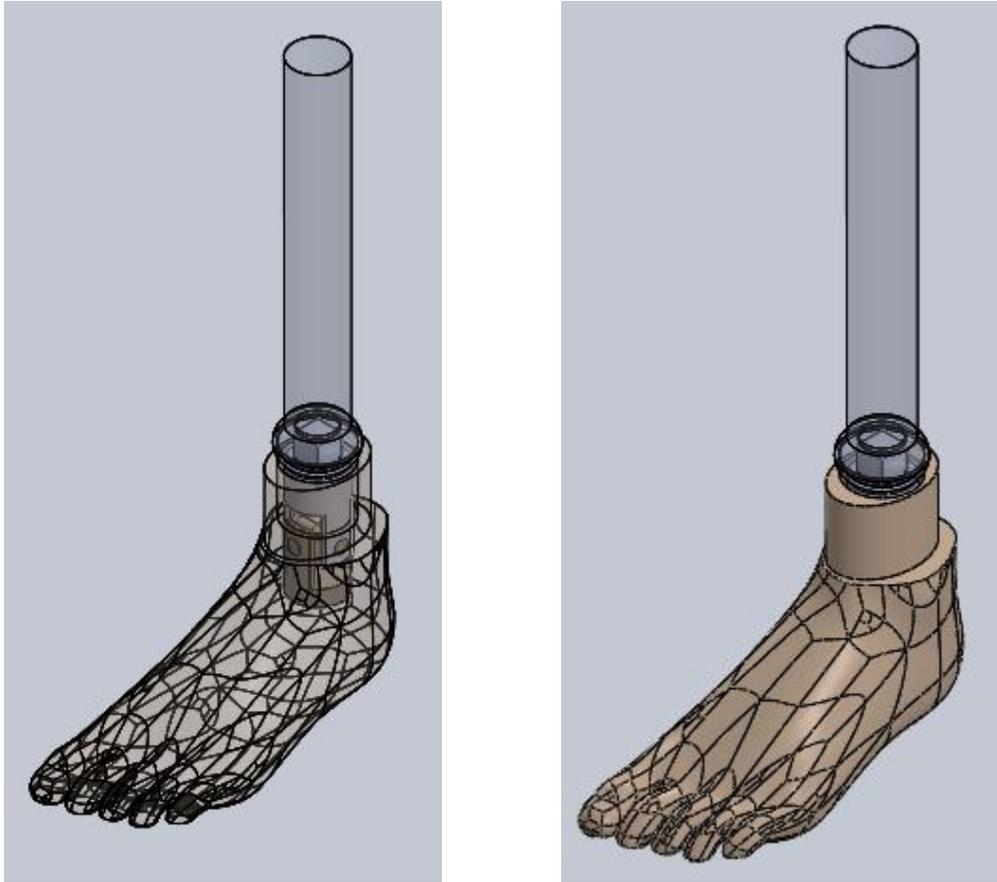
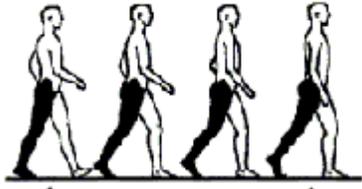
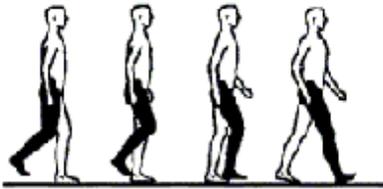
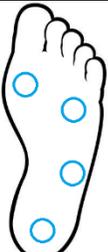
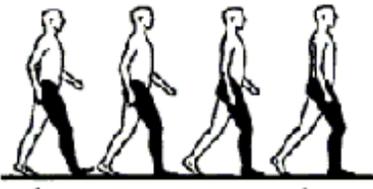
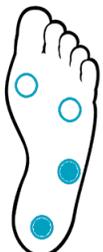
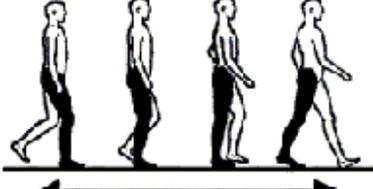


Ilustración 33. Diseño del mecanismo de 2 GDL con el pie jaipur modificado.

8.6 LÓGICA DE PUNTOS DE APOYO

Se realiza una lógica de los ángulos de la pierna con respecto al pie, tomando como referencia de tierra la planta del pie, dependiendo de la fase de la marcha humana previamente estudiada y de los sensores en la planta que indicaran la fase de la marcha en la cual se encuentra, llegando a la siguiente tabla.

Fase de apoyo	Puntos de contacto en la planta	Ángulos de la pierna con respecto al pie
 <p>Primera fase</p>		10° en platiflexión
 <p>Segunda fase</p>		90°
 <p>Tercera fase</p>		10° en dorsiflexión
 <p>Cuarta fase</p>		90°

8.7 CONSIDERACIONES TECNOLÓGICAS

en el mercado se encuentra diferentes tipos de tecnologías para la prótesis de pie, estas dependen de la funcionalidad, así como de tipo de amputación y del paciente que lo requiera, convirtiendo la prótesis de pie un criterio médico y tecnológico específico para cada caso, entre las más usadas se encuentra la prótesis de pie tipo uniaxial (articulado) y el tipo Jaipur, las cuales tienen una prestación muy alta y pueden ser usadas en la mayoría de los casos.



Ilustración 34. Pie protésico uniaxial.

La tecnología de pie disponible en la corporación es el tipo Jaipur, debido a su bajo costo, a su largo uso, fácil colocación y rápida adaptabilidad por parte de los pacientes, este cuenta con varias capas, las cuales podemos encontrar caucho micro celular (MCR) en dos bloques diferentes que permite la disipación de las fuerzas ejercidas en la marcha al igual que una leve articulación en la parte del ante pie, un bloque de madera la cual permite la sujeción del pie protésico la extensión de la pierna, esto recubierto por caucho neumático para darle estructura al pie y una recubierta de color piel hecho con caucho vulcanizado.



Ilustración 35. Pie protésico Jaipur. Fuente Autor.

Para la colocación del mecanismo tipo cardan, se tiene en cuenta los materiales y soporte estructurales de la prótesis Jaipur, lo cual impide que se extraiga en su totalidad el bloque de madera, al igual que se tiene en cuenta las sujeciones por tornillo de 10 [mm] en donde se puso a consideración por los expertos y doctores, para llegar a la conclusión que dicho tornillo, debía estar mínimo a un a 10 [mm] debajo del bloque de madera, esto con el fin de aumentar el agarre y no dañar la

parte estructural del pie Jaipur, dañando la funcionalidad del amortiguamiento por material e inclinación por flexibilidad de bloques de materiales en el Jaipur.

8.7.1 Consideraciones médicas

Teniendo en cuenta la Guía de Práctica Clínica para el diagnóstico y tratamiento preoperatorio, intraoperatorio y postoperatorio de la persona amputada, la prescripción de la prótesis y la rehabilitación integral, realizado como coautor el doctor y experto temático, Jesús Alberto Plata Contreras Médico, especialista en medicina física y rehabilitación, magíster en ciencias clínicas, y director técnico de la Corporación Mahavir Kmina, se debe discretizar una población objetivo, la cual desde el punto de vista médico se tiene en cuenta las variables de la capacidad o potencial para caminar y desplazarse por el entorno que tiene un individuo y el tipo de amputación del sujeto.

Para esto se estudia la variable del potencial para caminar, la cual está clasificada en 5 niveles.

Tabla 6. Clasificación de potencial caminata.

Nivel K	Actividad
K0	Este paciente no tiene la capacidad o potencial para caminar o transferir con seguridad con o sin asistencia, y una prótesis no mejora su calidad de vida o la movilidad. No es elegible para hacer una adaptación protésica
K1	Este paciente tiene la capacidad o la posibilidad de utilizar una prótesis para transferencias o deambulación sobre superficies planas en cadencia fija. Se pueden adaptar los siguientes elementos protésicos: Pie SACH o tobillo / pie de un solo eje, rodilla de fricción constante
K2	Este paciente tiene la capacidad o potencial para la deambulación con la capacidad de atravesar las barreras ambientales de bajo nivel, tales como bordillos, escaleras o superficies irregulares. Se pueden adaptar los siguientes elementos protésicos: Pies flexibles y los uni o multiaxiales, rodilla de fricción constante

K3	El paciente tiene la capacidad o potencial para la deambulaci3n con cadencia variable, es un ambulator en comunidad con la capacidad de atravesar las barreras ambientales y puede tener actividad profesional o ejercicio que exige el uso de una pr3tesis m3s all3 de la simple locomoci3n. Se pueden adaptar los siguientes elementos prot3sicos: Sistemas de pie flexible, pies de almacenamiento de energ3a, tobillo y pie multiaxial o de respuesta din3mica de fluidos, pies y rodillas de control neum3tico.
K4	El paciente tiene la capacidad o potencial para la deambulaci3n prot3sica que excede las competencias b3sicas de deambulaci3n, e incluye actividades de alto impacto o niveles de energ3a t3pica de las exigencias prot3sicas del ni1o, adulto activo o un atleta. Se pueden adaptar a cualquier sistema de tobillo y pie apropiados o a cualquier sistema de rodilla tobillo adecuado.

Teniendo en cuenta el uso y la disposici3n de marcha de los posibles usuarios, se toma la poblaci3n objetivo de los niveles K1, K2 y K3.

La siguiente variable a contemplar desde las consideraciones m3dicas, es el nivel de amputaci3n, esto debido a que no todas las amputaciones pueden usar un sistema de pie con flexi3n articular de tobillo, para esto se pide el acompa1amiento del director t3cnico, el cual sugiere una poblaci3n objetivo de nivel de amputaci3n con desarticulado de rodilla y transtibial BK: tercio proximal y tercio medial, esto debido a las complicaciones m3dicas que pueden presentar en el mu13n cualquier otro nivel de amputaci3n, ya sea por la parte mec3nica o inestabilidad del sujeto.

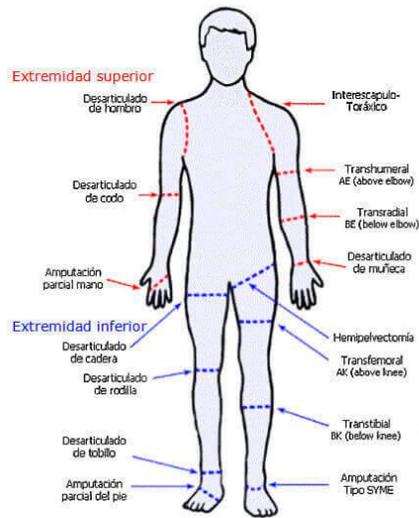


Figura 4. Niveles de amputación.

Ilustración 36. Niveles de amputación corporal. Fuente [2]

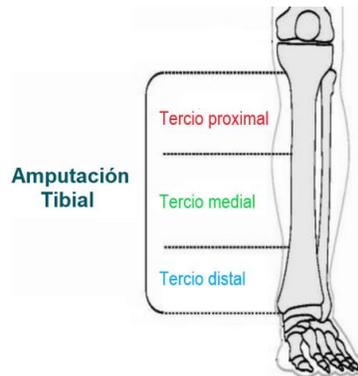


Ilustración 37. Niveles de amputación pie. Fuente Autor

8.7.2 Consideraciones psicológicas

Con el asesoramiento del psicólogo de la corporación Ricardo López, se llegó a una población objetivo, personas que hayan tenido una integral rehabilitación psicológica, esto debido a las complicaciones que pueden llegar a presentar la colocación de una prótesis de tobillo a quienes no la hayan tenido, por las altas expectativas mentales que tienen al colocar una prótesis de alta tecnología.

Con antecedentes y expectativas, debido a que la colocación de una prótesis tecnológica estaría enfocada a personas con actividad física, que requieran un mejor desplazamiento o mejorar su vida cotidiana, más allá de lo que ofrecen las prótesis de pie con articulación rígida.

Con necesidades de hábitos, debido a que estos sujetos son los que requieren una mejora en su vida, lo cual implicaría un cuidado de la prótesis tecnológica mayor con respecto a los sujetos que la podrían obtener y no usar.

Quienes hayan tenido el paso del duelo de pérdida, lo cual corresponde a los periodos de un año y medio posterior a la amputación, esto debido al problema psicológico que presentan aquellos quienes no los han tenido, volviendo innecesaria una prótesis tecnológica.

Personas que tengan experiencia protésica previa, esto debido a la fácil adaptabilidad a la nueva prótesis, debido que todos los amputados que hacen cambio ya sea de prótesis de pie o socket deben adaptarse al nuevo cambio, y volver a empezar a caminar de nuevo, esto lleva a aquellos con experiencia previa de prótesis se adapte mejor a una tecnológica.

8.7.3 Consideraciones socioeconómicas

Con el asesoramiento del psicólogo de la corporación Ricardo López, se discretizo una población objetivo de niveles socioeconómicos de mediano a bajos recursos esto con el fin que este enfocado a las personas con trabajo o necesidad de trabajar y con capacidad de desplazamiento para mantenimiento de la prótesis.

8.7.4 Consideraciones del motor

Para tener en cuenta las diversas características de los motores que se encuentran en la búsqueda de motores usados para aplicaciones similares.

LORES TENSION NOMINL													
Tensión nominal	V	12	36	48	36	70	110	24	24	48	12	24	24
Velocidad sin carga	rpm	6920	8590	4470	10700	20000	1800	123	16700	1960	12300	13100	7000
Corriente sin carga	mA	241	106	127	90.7	90.7	75.5	75.5	723	278	726	402	600
Velocidad nominal	rpm	6380	7840	3780	9190	9750	1800	123	16100	1670	98400	10400	7000
Par nominal (par continuo máx.)	mNm	94.9	86.6	416	45.2	249	5600	7840	95.6	964	36.8	46.6	50
Corriente nominal (corriente continua máx.)	A	0.25	2.28	3.8	1.39	2.4	4.75	18	7.61	4.06	4.1	2.6	3
Par de parada	mNm	1720	1000	3270	644	802	5600	7840	3240	13100	432	773	550
Corriente de parada máx. eficiencia	A	105	25.2	63.3	20.2	20.2	8.5	180	236	56.9	48.3	45.8	45.8
Constante de armadura	Nm/A	0.0164	0.0397	0.0517	0.0319	0.0397	0.6588	0.0436	0.0137	0.2302	0.0089	0.0169	0.113
fuerza electromotriz	V/rpm	0.001734104	0.0041909	0.0107383	0.0033645	0.0035	0.0611111	0.195122	0.0014371	0.024489796	0.0009756	0.0018321	0.0115
Resistencia de armadura	ohms	0.115	1.43	0.115	1.43	13	13	0.9	0.102	0.844	0.248	0.524	13
Inductancia de armadura	henrios	0.0245	0.281	0.0245	0.281	0.01	0.01	0.03	0.0163	1.07	0.109	0.39	0.01
paginas de las carrateristicas de los motores		https://www.maxongroup.es/maxon/view/product/motor/re40/148866?etcc_cu=onsite&etcc_med=Header%20Suc	https://www.maxongroup.es/maxon/view/product/motor/re30/268215?etcc_cu=	https://www.maxongroup.es/maxon/view/product/motor/re40/148886?etcc_cu=	https://www.maxongroup.es/maxon/view/product/motor/re30/268215?etcc_cu=	https://ieeexplore.ieee.org/aure/university/ab.edu.co/servlet/text&pid=jsptp=&number=6879304	http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_text&pid=S1405-77432018000300267	https://www.w.ctengineer.com.tw/download/C13?etcc_cu=cc_cu=onsite	https://www.maxongroup.es/maxon/view/product/motor/ecmotor/4pole/305090/500267?etcc_cu=onsite	https://www.maxongroup.com/mecdias/sys_m aster/root/8806895255582/13-216-en.pdf	https://www.maxongroup.com/mecdias/sys_m aster/root/8806895255582/13-216-en.pdf	https://www.maxongroup.com/mecdias/sys_m aster/root/8806895255582/13-216-en.pdf	angular RA29 BEI Kimco

Ilustración 38. Búsqueda de motores con aplicaciones similares. [Fuente autor]

Por las características anteriores, se utiliza el motor angular RA29 BEI Kimco, para el desarrollo del control.

8.7.5 Consideraciones de diseño

Se realiza el mecanismo del tobillo teniendo en cuenta una diferencia de longitud entre los ejes del mecanismo cardan en el tobillo, debido a que se requiere para que el modelo matemático en MATLAB coincida con el modelo en el CAD, debido a que un mecanismo tipo cardan con ejes perpendiculares, presenta funciones en las representaciones de estado con longitudes mayores a las obtenidas con una longitud entre ejes.

Entre otras consideraciones de debe tener en cuenta que la posición del motor en el mecanismo carda, están ubicados en los ejes del mecanismo, con una relación de transmisión 1:1 y con la tierra del mecanismo varia en el caso del movimiento de flexión seria en la pierna y en el caso de la pronación sería el pie.

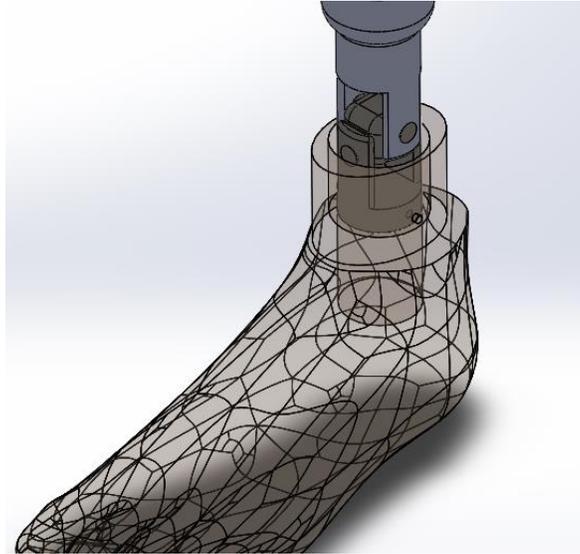


Ilustración 39. Modelo CAD del tobillo con nuevo mecanismo cardan. Fuente [Autor]

Considerando los estudios previos y el diseño anteriormente evaluado, se establece que los motores del mecanismo se posicionan en una configuración dada, la cual es que el motor 1, de la pronación está anclada al eje de dicho movimiento con un retenedor en el primer eje, con una relación de 1:1, el motor 2 de la flexión, está anclada al eje de dicho movimiento con un retenedor en el primer eje, con una relación de 1:1.

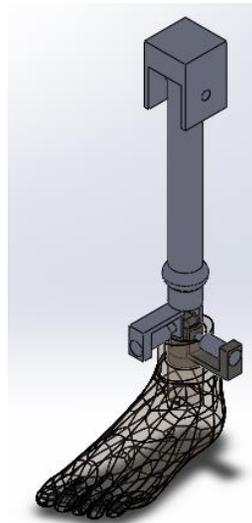


Ilustración 40. Ubicaciones de motores y ejes. [Fuente autor]

Teniendo en cuenta que el doctor Jesús Alberto Plata Contreras médico especialista en medicina física y rehabilitación, magíster en ciencias clínicas de la Universidad de

Antioquia, afirma que las personas amputadas pierden una masa de miembro inferior alrededor del 7 [Kg] por la amputación, la adaptación a la prótesis de la pierna amputada no supera el kilogramo 1[Kg], sin embargo la adaptabilidad de la persona a una prótesis de mayor peso, es factible bajo las consideraciones de que dicha persona no sufra de hiperglucemia y que se tenga un tiempo de aprendizaje y de adaptabilidad prolongado.

8.8 FORMULACIÓN MATEMÁTICA

Se realizó el estudio del movimiento del tobillo, para ello se tiene en consideración que el modelo matemático de la articulación del tobillo se puede considerar como un modelo de 2D, duplicando el modelo para el movimiento de flexión con el modelo de pronación.

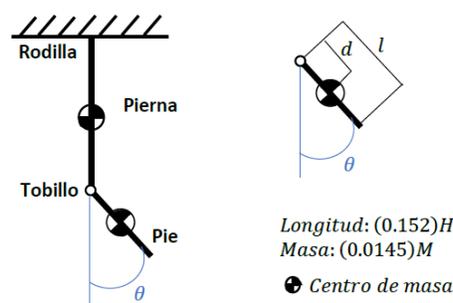


Ilustración 41. Diagrama del cuerpo libre del modelo cinético del pie en el plano sagital. [fuente autor]

Cada segmento de la pierna y el pie son representados como eslabones rígidos y tomando el tobillo como articulación, la ecuación del estudio de Gill se simplifica a la siguiente expresión:

$$T_d = (J_c + m * d^2) * \ddot{\theta} + k * \dot{\theta} + m * g * d * \text{sen}(\theta) \quad \text{Ecuación 5. Ecuación simplificada del modelo matemático del sistema pierna-pie. [fuente autor]}$$

Donde:

θ son las coordenadas generalizadas

J_c es la inercia del cuerpo

m es la masa del todo el sistema.

d representa la distancia desde la articulación al centro de masa del pie

T_d torque del motor

El torque generado por el tobillo varía respecto a la posición (segunda ley de Newton para movimiento rotacional). Se debe considerar un torque total de manejo T_t considerando el torque de la prótesis debido a la fricción de la articulación T_c , quedando definido T_t como, teniendo en cuenta que T_d es el torque del motor, con una relación de 1:1 sin considerar las pérdidas del mecanismo de reducción de torque, esto implica que el torque nominal se aplica directamente a la articulación.

$$T_t = T_d - T_c \quad \text{Ecuación 6. Torque total de manejo. [fuente autor]}$$

Teniendo en cuenta que:

torque $T_c=1.46 Nm$ y $k=0.5$

Teniendo en cuenta que, en una caminata normal, el rango de movimiento del tobillo es de aproximadamente 15° de dorsiflexión máxima y de 30° de flexión plantar y k representa la constante que multiplica a la velocidad del ángulo de cada caso.

$$T_t = 5600 - 1.46 = 5598.55$$

Considerando los resultados anteriores, se puede concluir que el factor de fricción de la articulación no influye en el mecanismo, teniendo en cuenta el tipo del mecanismo.

8.9 MODELO MATEMÁTICO DEL TOBILLO

Se representó las ecuaciones de la planta en una forma compacta por ecuaciones de estado, que en sistemas continuos es de la forma:

$$\dot{x} = f(x, u)$$

En donde x es el vector de variables de estado y u es el vector de entradas de control, ello se formula la representación en espacio de estados, en donde las variables de estado $x_1 = \theta$ y $x_2 = \dot{\theta}$, expresándose:

$$\dot{x}_1 = x_2$$

$$\dot{x}_2 = \frac{T_t + T_c - k * x_2 - m * g * d * \sin(x_1)}{J_c + m * d^2}$$

8.10 MODELO MATEMÁTICO DEL MOTOR DC

Para la obtención del modelo matemático de un motor DC, se hace uso de las ecuaciones físicas del sistema que se plantean a partir del esquema del motor.

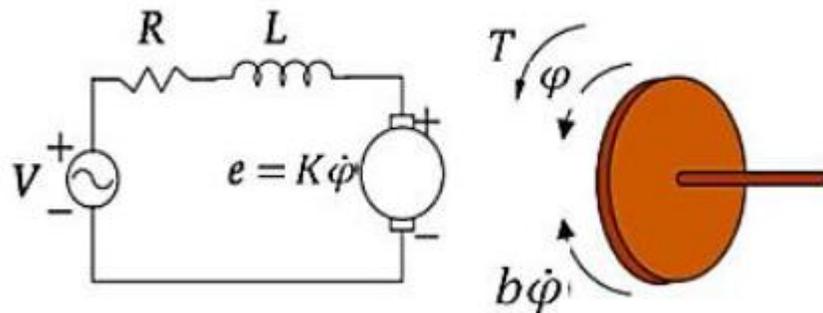


Ilustración 42. Diagrama del circuito eléctrico de un motor DC (Villa Parra, 2011).

En base a las leyes de Kirchhoff y las leyes de Newton, se obtiene las ecuaciones que describen la dinámica del motor DC.

$$V(t) = R * i(t) + L \frac{di(t)}{dt} + k_e * \dot{\varphi}(t) \quad \text{Ecuación 7. Ley de tensión de Kirchhoff del circuito eléctrico de un motor DC.}$$

$$T(t) = J_m * \ddot{\varphi}(t) + b * \dot{\varphi}(t) \quad \text{Ecuación 8. Segunda ley de Newton aplicada al torque del motor DC.}$$

Donde:

- V voltaje de alimentación del motor
- R resistencia de alimentación del motor
- L coeficiente de autoinducción del bobinado del motor
- i corriente de armadura
- K_e constante de la fuerza electromotriz
- T par mecánico desarrollado por el motor
- J_m inercia de la armadura del actuador
- $\dot{\varphi}$ velocidad angular del eje del motor
- b aproximación lineal de la fricción viscosa

Si se toma el campo magnético constante, el par mecánico desarrollado por el motor (T) será proporcional a la corriente de armadura (i).

$$T(t) = k_t * i(t) \quad \text{Ecuación 9. Par mecánico.}$$

Donde k_t es la constante de armadura.

8.11 REPRESENTACIÓN DEL MODELO PLANTA Y MOTO

Para la representación del modelo planta y motor, se debe tener en cuenta que se asume la velocidad angular de la planta del sistema igual a la velocidad angular del motor $\dot{\theta} = \varphi$, es decir que el eje del motor se ubicará a la altura de la articulación, frente al eje de articulación de cada eje.

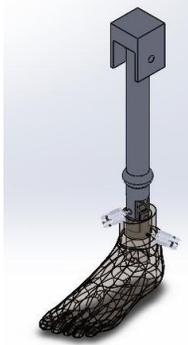


Ilustración 43. motores acoplados en los ejes de la articulación. [Fuente autor]

Teniendo en cuenta la anterior se escogen como las variables de estado a $x_1 = \theta$, $x_2 = \dot{\theta}$ y $x_3 = i$, las ecuaciones en variables de estado quedan expresadas como:

$$\begin{aligned}\dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= \frac{k_t * x_3 - k * x_2 - m * g * \text{sen}(x_1)}{J_c + m * d^2} \\ \dot{x}_3 &= \frac{V - K_e * x_2 - R * x_3}{L}\end{aligned}$$

Considerando que el torque T es proporcional a la intensidad la expresión \dot{x}_2 .

8.12 LINEALIZACIÓN DEL MODELO PLANTA Y MOTO

La representación del sistema lineal en el espacio de estados del modelo planta y motor viene dada por la aproximación lineal del modelo alrededor del ángulo cercano a cero $\theta = 0$ que en este caso es el punto de equilibrio x_{equi} .

La ecuación de estados reducida se muestra a continuación.

$$\begin{bmatrix} \widehat{x}_1 \\ \widehat{x}_2 \\ \widehat{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \frac{-m * g * d}{J_c + m * d^2} & \frac{-k}{J_c + m * d^2} & \frac{k_t}{J_c + m * d^2} \\ 0 & -\frac{k_e}{L} & -\frac{R}{L} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \widehat{x}_1 \\ \widehat{x}_2 \\ \widehat{x}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{1}{L} \end{bmatrix} * u(t)$$

$$\widehat{y} = [1 \quad 0 \quad 0] * \begin{bmatrix} \widehat{x}_1 \\ \widehat{x}_2 \\ \widehat{x}_3 \end{bmatrix}$$

Ecuación 10. Representación en espacio

de estados del modelo planta y motor.

Parámetros planta	
Jc=-0.00074713916 kg m ²	Inercia del cuerpo
m = 0. 9715 kg	Masa del sistema
d = 0.034 m	Distancia de la articulación al centro de masa
Td = 0.522 Nm	Torque del motor
g = 9.8 m/s	Gravedad

Parámetros del motor*	
Kt=0.113 Nm/A	Constante de armadura
Ke=0.0115 V/rpm	Cte. de fuerza electromotriz
Ra=13 ohms	Resistencia de armadura
La=0.01 henrios	Inductancia de armadura
K=0.5	Cte del motor
*Valores nominales de un motor rotativo angular RA29 BEI Kimco	

Con la ayuda de Matlab se reemplaza los valores de los parámetros de la tabla anterior, lo cual se plantea para cada movimiento de forma independiente, cambiando las variables del modelo lineal debido al caso, el cual convierte una representación en el espacio de estado de un sistema en una función de transferencia equivalente, el cual da como resultado la siguiente función de transferencia para la flexión.

$$G_1 = \frac{3.006e04}{s^3 + 2630 s^2 + 1.73e06 s + 1.119e06}$$

Variando los parámetros del sistema para la pronación

Parámetros planta	
Jc=0.00035490857 kg m ²	Inercia del cuerpo
m = 0.9715 kg	Masa del sistema
d = 0.0034 m	Distancia de la articulación al centro de masa
Td = 0.522 Nm	Torque del motor
g = 9.8 m/s	Gravedad

Parámetros del motor*	
Kt=0.113 Nm/A	Constante de armadura
Ke=0.115 V/rpm	Cte. de fuerza electromotriz
Ra= 0.513 ohms	Resistencia de armadura
La=0.01 henrios	Inductancia de armadura
K=0.5	Cte del motor
*Valores nominales de un motor rotativo angular	

Y para el movimiento de pronación es:

$$G_2 = \frac{3.086e04}{s^3 + 1417 s^2 + 7.369e04 s + 4535}$$

Se realiza la ejecución del modelo matemático con un escalón unitario, dando como resultado la siguiente ilustración.

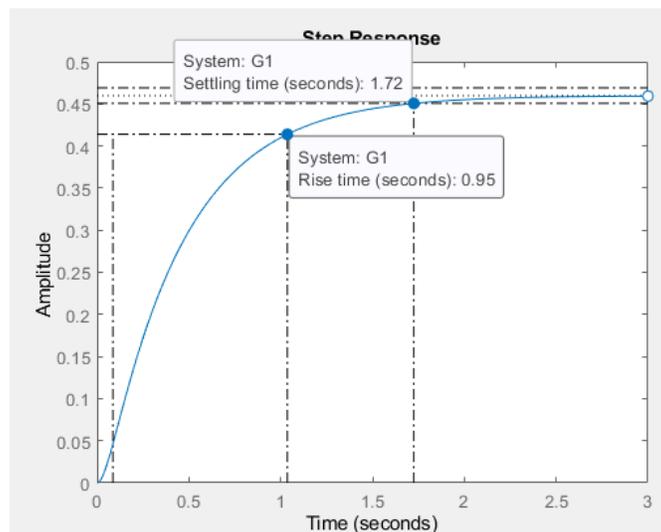


Ilustración 44. Respuesta al escalón unitario para flexión. [fuente autor]

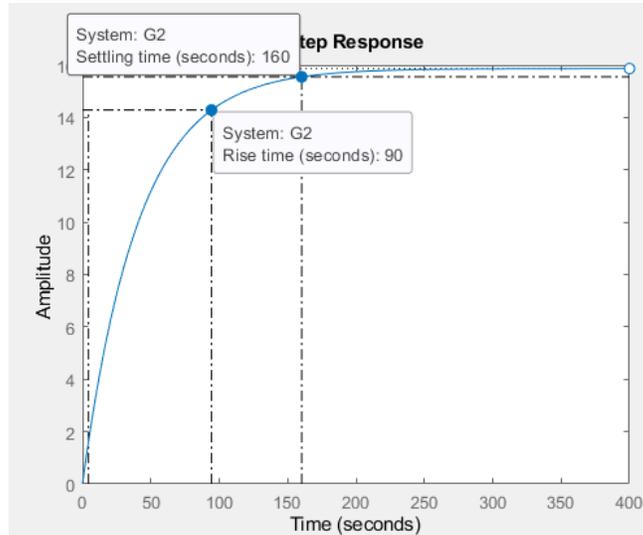


Ilustración 45. Respuesta al escalón unitario para pronación. [fuente autor]

Teniendo en cuenta las ilustraciones anteriores, se puede concluir que los modelos difieren en el tiempo de levantamiento y en el tiempo de establecimiento, por 150 segundos, lo cual no implica que el modelo sea estable.

8.13 TRASLADO CON SIMSCAPE

Para el traslado del mecanismo CAD al simulink, se utiliza la herramienta del Simscape Multibody link, exportando el cuerpo en archivos slx. Para posteriormente abrirlo en la herramienta de MATLAB.

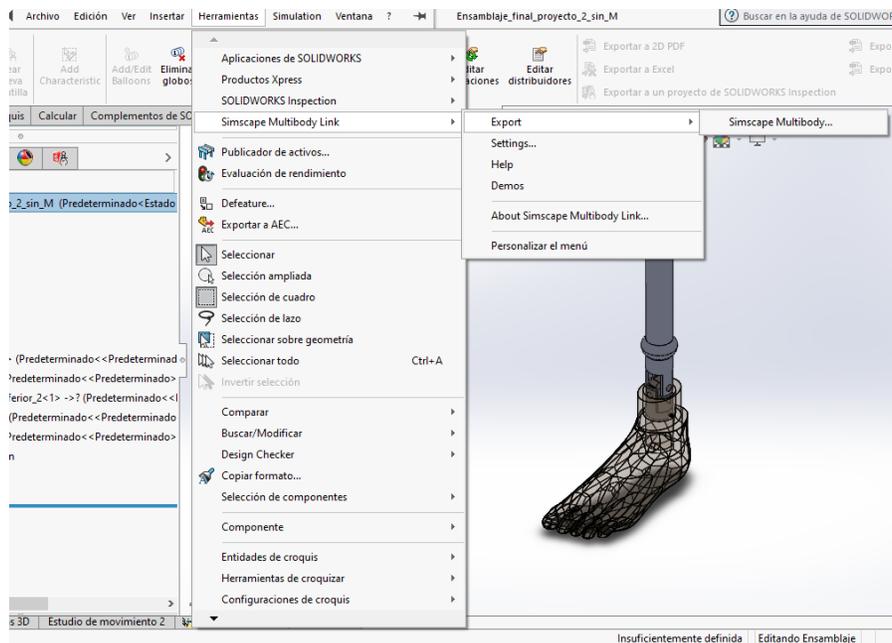


Ilustración 46. Exportación del mecanismo CAD a SXL. Fuente [Autor]

8.13.1 Modelo del mecanismo en SimScape

La exportación del CAD por la herramienta de Simscape, genera el modelo en simulink, el cual permite simular en la herramienta CAE, las diferentes características de entrada del mecanismo, así como sus fuerzas internas.

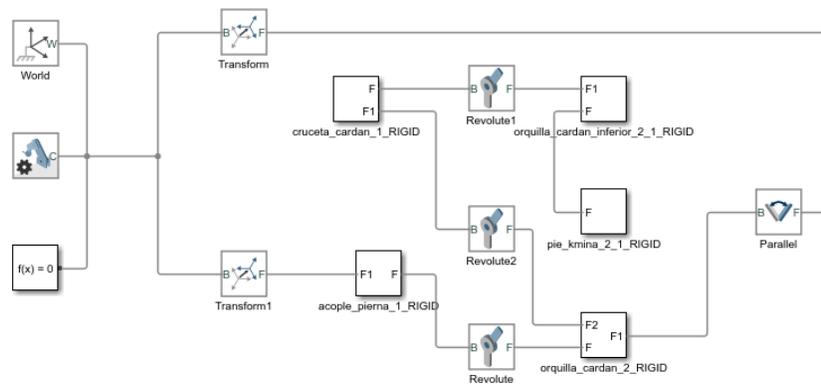


Ilustración 47. Simulink del mecanismo. Fuente [Autor].

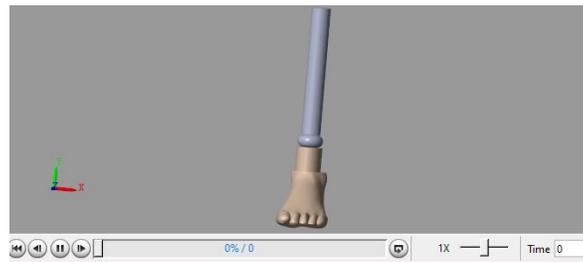


Ilustración 48. Simulación del Simulink del mecanismo. Fuente [Autor].

El modelo generado por Simscape nos muestra unas coordenadas generales, conjunto con las transformadas de coordenadas, debido al cambio de estas por las diferencias de entre ellas, que enlaza por las piezas del mecanismo con su respectiva revolute que indican en donde y cuales piezas tienen movimientos.

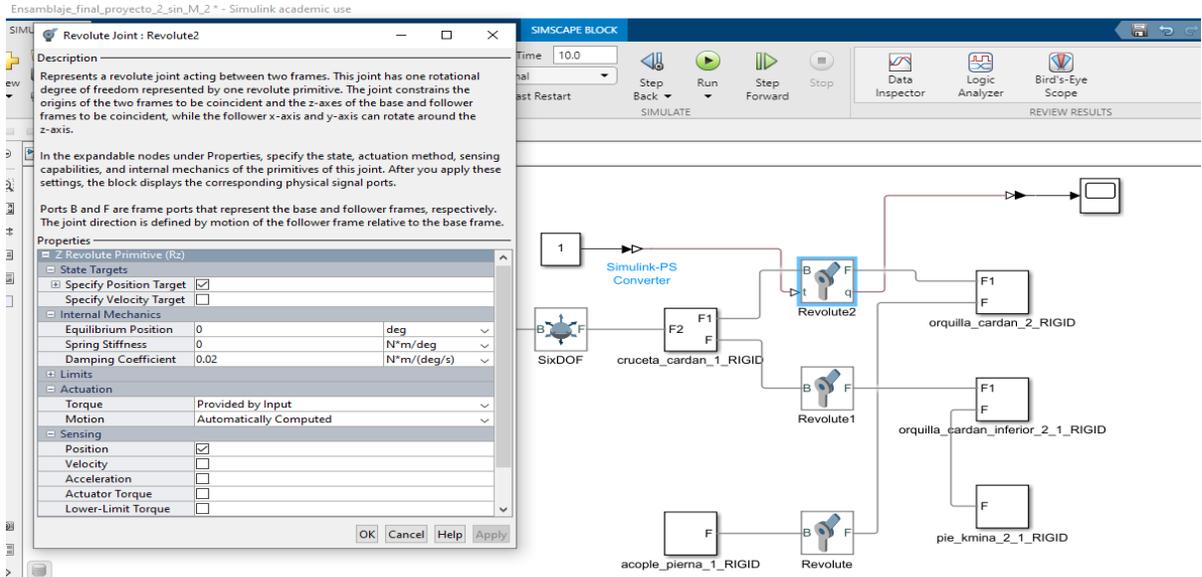


Ilustración 49. Configuraciones del revolvente en simscape. [Fuente autor]

Para la adecuada simulación del mecanismo, se debe hacer las configuraciones adecuadas para los revolvente, las cuales implican la configuración del coeficiente de rozamiento en el mecanismo interno, que en este caso sería de $0.05 \text{ N}^*\text{m}/(\text{deg}/\text{s})$, con sensores de posición en el revolvente.

8.14 MODELO MATEMATICO UTILIZANDO “LINEAR SYSTEM ANALYZER”

Utilizando la Toolbox *Linear System Analyzer* se separa los modelos de la flexión y la pronación.

Para la flexión se debe tener en cuenta que el sub-sistema, se introduce el modelo matemático del motor con las entradas y salidas de la flexión.

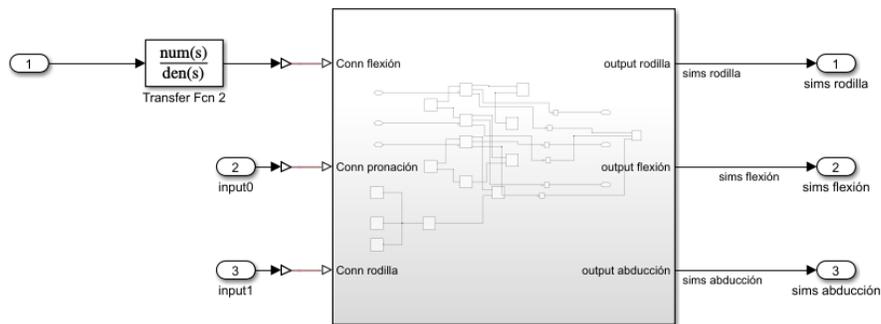


Ilustración 50. Linealización por analyzer de la flexión.

Para la flexión se obtiene la función de transferencia en espacios de estado:

A

	Ensamblaje_f	Transfer	Transfer							
Ensamblaje_f	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
Ensamblaje_f	-1.36E+00	-2.93E+05	-43.99	3.95E+03	4.23E-01	2.87E+04	3.55E-12	16.77	1.27E+05	2.95E+05
Ensamblaje_f	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
Ensamblaje_f	173.8	3953	4.82E+00	-2.80E+05	-69.13	-1016	4.00E-12	-2573	8.95E+06	2.09E+07
Ensamblaje_f	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
Ensamblaje_f	4.21E-01	2.87E+04	75.48	-1016	5.83E-01	-1.38E+05	-2.84E-11	-6.598	3.25E+04	7.58E+04
Ensamblaje_f	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
Ensamblaje_f	-5.663	16.77	0.03457	-2573	0.4944	-6.60E+00	-2.19E-12	-390	8.23E+04	1.92E+05
Transfer	0	0	0	0	0	0	0	0	-82.32	-920
Transfer	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0

B =

Saturation1	
Ensamblaje_f	0
Transfer	1
Transfer	0

C =

	Ensamblaje_f	Transfer	Transfer							
Subsystem1/3	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0

D =

Subsystem1/3	Saturation1
	0

Para la flexión se obtiene la función de transferencia:

$$G_3 = \frac{8.95e06 s^7 + 3.86e12 s^6 + 3.559e17 s^5 + 1.307e20 s^4 + 3.032e20 s^3 - 3.261e15 s^2 + 8.323e09 s - 42.49}{s^{10} + 7.115e05 s^9 + 1.606e11 s^8 + 1.116e16 s^7 + 4.98e18 s^6 + 3.447e20 s^5 + 3.737e21 s^4 - 9.27e16 s^3 + 8.375e14 s^2 - 1.901e09 s - 0.000283}$$

Ecuación 11. Función de transferencia de flexión por Analyzer.

Para la pronación se debe tener en cuenta que el sub-sistema, se introduce el modelo matemático del motor con las entradas y salidas de la pronación, conjunto con la resta de esta.

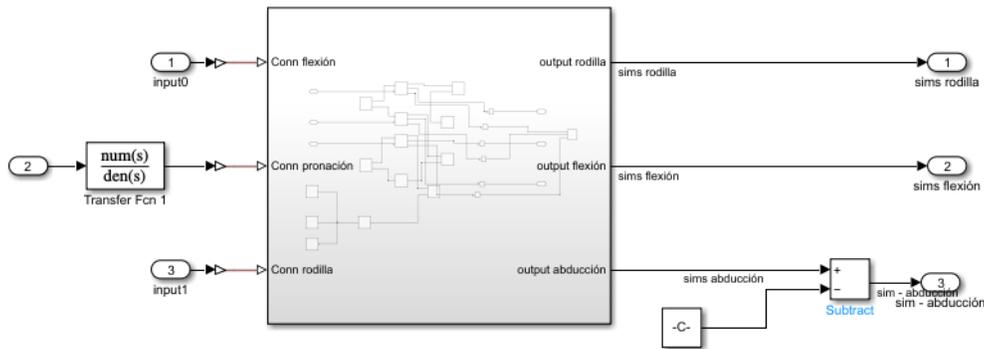


Ilustración 51. Linealización por analyzer de la pronación.

Para la pronación se obtiene la función de transferencia en espacios de estado:

A	=	Ensamb	Ensamb	Trans	Fcn						
		laje_f	laje_f	fer	Fcn						
Ensamb											
laje_f		0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
			-								-
Ensamb			2.93E+			1.20E+	2.87E+	1.42E-		9.18E	2.14E
laje_f		125.4	05	0.3952	3953	04	04	11	16.77	+05	+06
Ensamb											
laje_f		0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
					-						
Ensamb					2.80E+					3.25E	7.58E
laje_f		163.2	3953	-89.58	05	-392.8	-1016	0	-2573	+04	+04
Ensamb											
laje_f		0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
							-				
Ensamb			2.87E+				1.38E+	-2.84E-		4.42E	1.03E
laje_f		-959	04	206.2	-1016	-1164	05	11	-6.598	+06	+07
Ensamb											
laje_f		0	0	0	0	0	0	0	1	0	0

Ensamb							-7.11E-			
laje_f	-6.444	16.77	-7.03	-2573	1.812	-6.598	12	-390	211.2	492.7
Transfer	0	0	0	0	0	0	0	0	82.32	-920
Transfer	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0

B =

Saturati
on1

Ensamb	
laje_f	0
Ensamb	
laje_f	0
Ensamb	
laje_f	0
Ensamb	
laje_f	0
Ensamb	
laje_f	0
Ensamb	
laje_f	0
Ensamb	
laje_f	0
Transfer	1
Transfer	0

C =

	Ensamb laje_f	Trans fer	Trans fer							
Subsyst em1/3	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0

D =

Saturati on1	
Subsyst em1/3	0

Para la abducción se obtiene la función de transferencia:

$$G_4 = \frac{4.42e06 s^7 + 2.508e12 s^6 + 3.561e17 s^5 + 1.31e20 s^4 + 3.033e20 s^3 + 1.26e17 s^2 - 2.337e13 s + 2.225e05}{s^{10} + 7.115e05 s^9 + 1.606e11 s^8 + 1.116e16 s^7 + 4.981e18 s^6 + 3.447e20 s^5 + 3.738e21 s^4 + 1.325e18 s^3 + 1.077e18 s^2 - 1.041e13 s + 3.467}$$

Ecuación 12 Función de transferencia de abducción por Analyzer.

Realizando la comparativa de los modelos hallados por *analyzer* con respecto al modelo de *SimScape*, se puede observar que los modelos son iguales, tal como se demuestra a continuación:

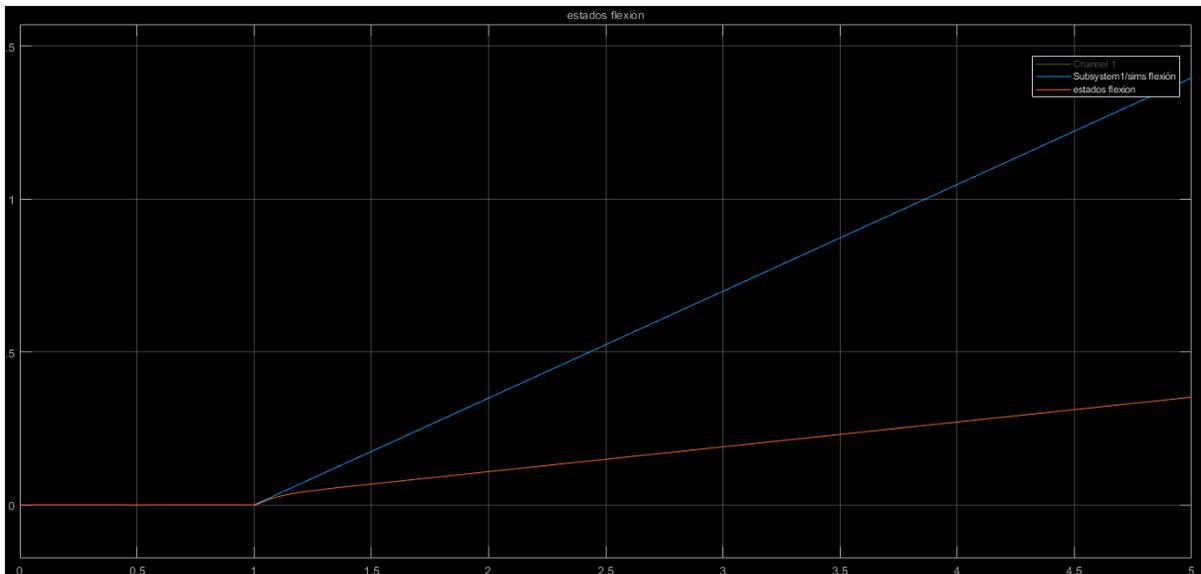


Ilustración 52. Respuesta de la variable de la flexión y de los espacios de estados en radianes.

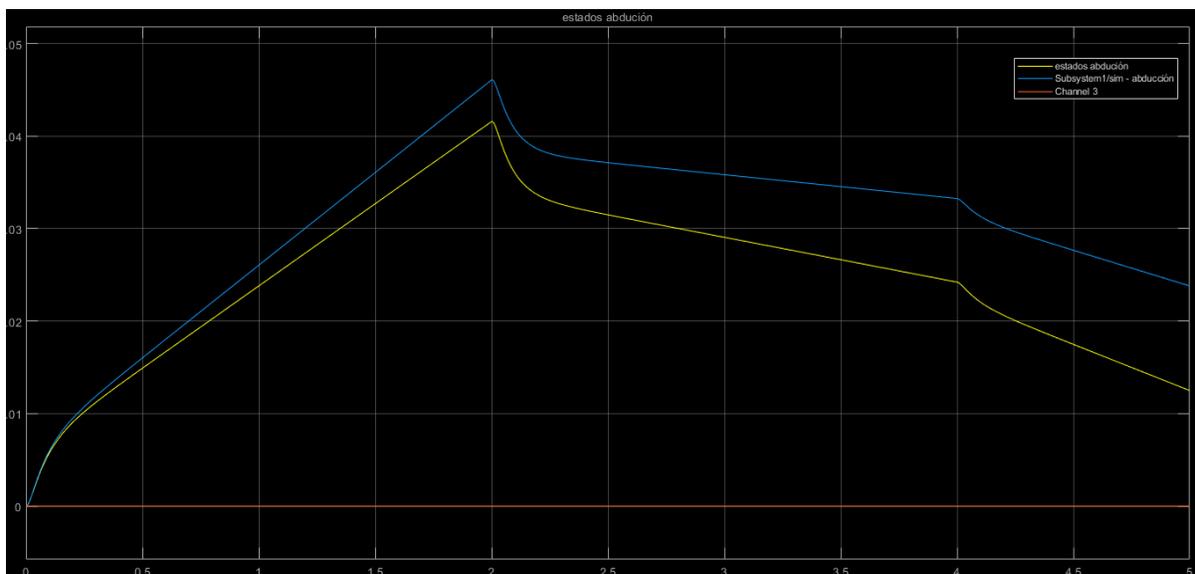


Ilustración 53. Respuesta de la variable de la abducción y de los espacios de estados en radianes.

Por las graficas anteriores, se puede llegar a concluir que el comportamiento de la variable en los modelos de espacios de estados calculados por *analyzer* versus la variable del *SimScape*, en donde se puede llegar a la conclusión que el sistema de la flexión es un sistema inestable, mientras en la pronación, aunque se presenta estabilidad, este modelo se va diferenciando con el paso del tiempo.

8.15 COMPARATIVAS DE MODELOS DE CAJA BLANCA Y CAJA NEGRA CON RESPECTO A SIMSCAPE DE LA RESPUESTA TRANSITORIA

Teniendo en cuenta los modelos generados con las contantes del modelo planta motor a través de las ecuaciones matemáticas del sistema, generando el modelo de transferencia de caja blanca, se realiza la comparación de la respuesta transitoria de los espacios de estados de caja negra obtenidos por la función *analyzer*.

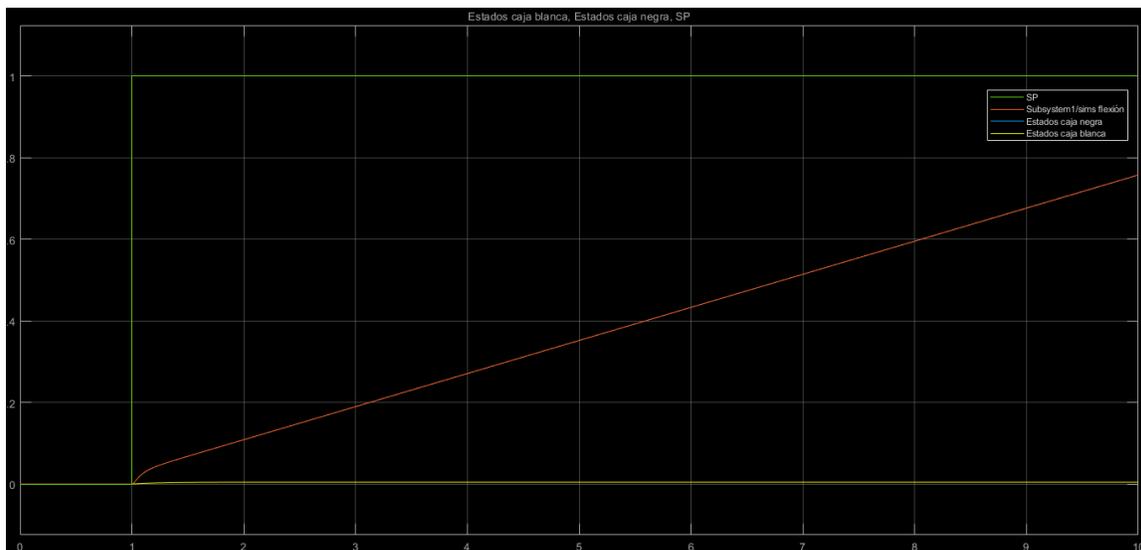


Ilustración 54. Comparativas de modelos de caja blanca y caja negra con respecto a simscape de la respuesta transitoria de la flexión.

Verificando las gráficas comparativas de los modelos de caja blanca y caja negra con respecto al modelo del *SimScape* para la flexión, se puede comprobar que, ante la entrada de un step unitario, el modelo de caja negra y el modelo del *SimScape* son iguales, en comparación tenemos que la variable del modelo de caja blanca difiere del comportamiento a gran escala con respecto a otros 2 modelos anteriormente mencionados.

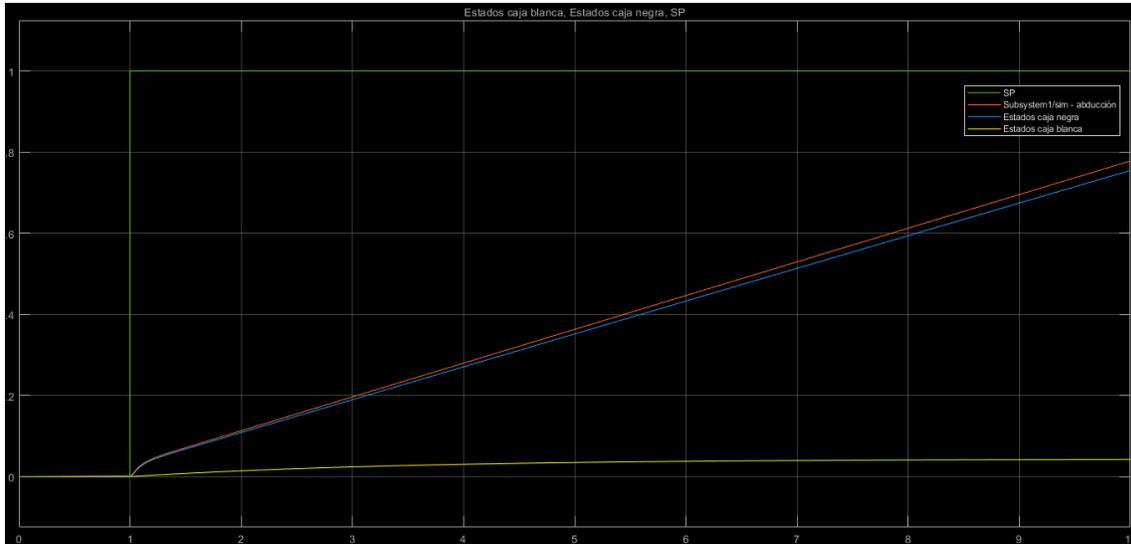


Ilustración 55. Comparativas de modelos de caja blanca y caja negra con respecto a Simscape de la respuesta transitoria de la pronación.

Verificando las gráficas comparativas de los modelos de caja blanca y caja negra con respecto al modelo del *SimScape* para la pronación, se puede comprobar que, ante la entrada de un step unitario, el modelo de caja negra y el modelo del *SimScape* son casi iguales, con una diferencia de amplitud de 0.002, en comparación tenemos que la variable del modelo de caja blanca difiere del comportamiento de los modelos de caja negra y de *SimScape*.

Como conclusión se puede llegar a definir que, aunque se tiene las constantes de los modelos de caja blanca y que las ecuaciones fueron bien planteadas, las suposiciones y las simplificaciones realizadas en el modelo de caja blanca, no son acordes al comportamiento del modelo planteado, por tal motivo se escoge el uso de los modelos de espacios de estado del modelo de caja negra para el control y simulación del diseño.

8.16 DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL

8.16.1 Sistema de control para la flexión

Para el desarrollo del sistema de control se realiza un diseño de control por app de MATLAB *control system desingner*, indica que el mejor control es un PID con pseudo-derivador quedando de la forma.

$$C_1 = \frac{7211 s^2 + 4.087e05 s + 3.114e06}{s^2 + 4405 s}$$

Se adiciona el sistema de control al simscape de la flexión.

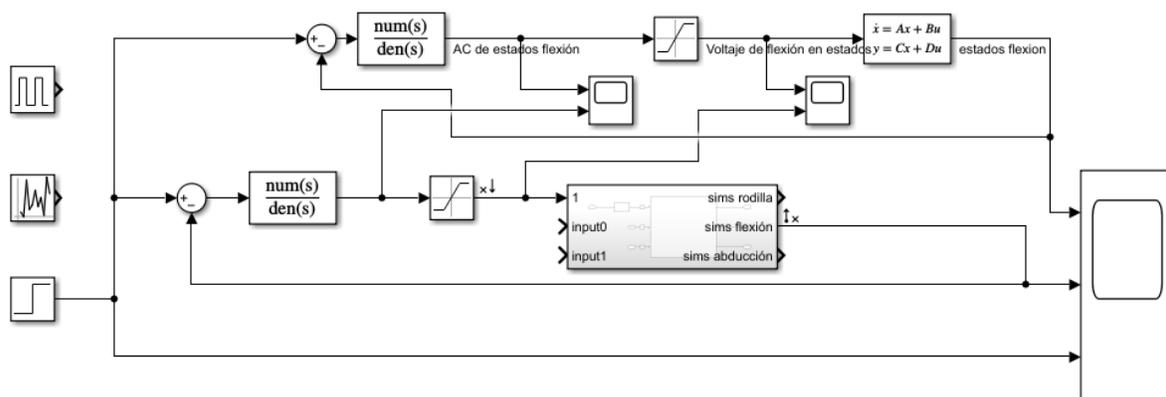


Ilustración 56. Adiciona el sistema de control al simscape de la flexión. [Fuente autor]

Obteniendo como resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados para una entrada tipo pulso de 1 de amplitud.

Teniendo como resultados un buen tiempo pico de 0.35 segundos con un tiempo de establecimiento de 0.87 segundos y un overshoot del 29.17% de la variable a controlar.

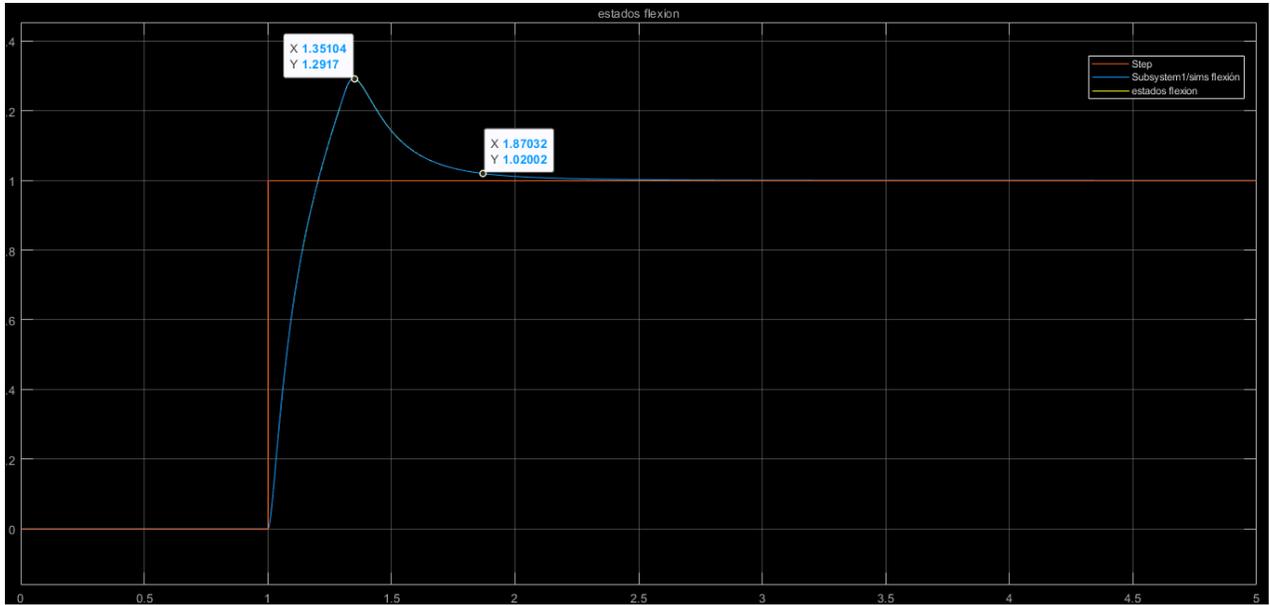
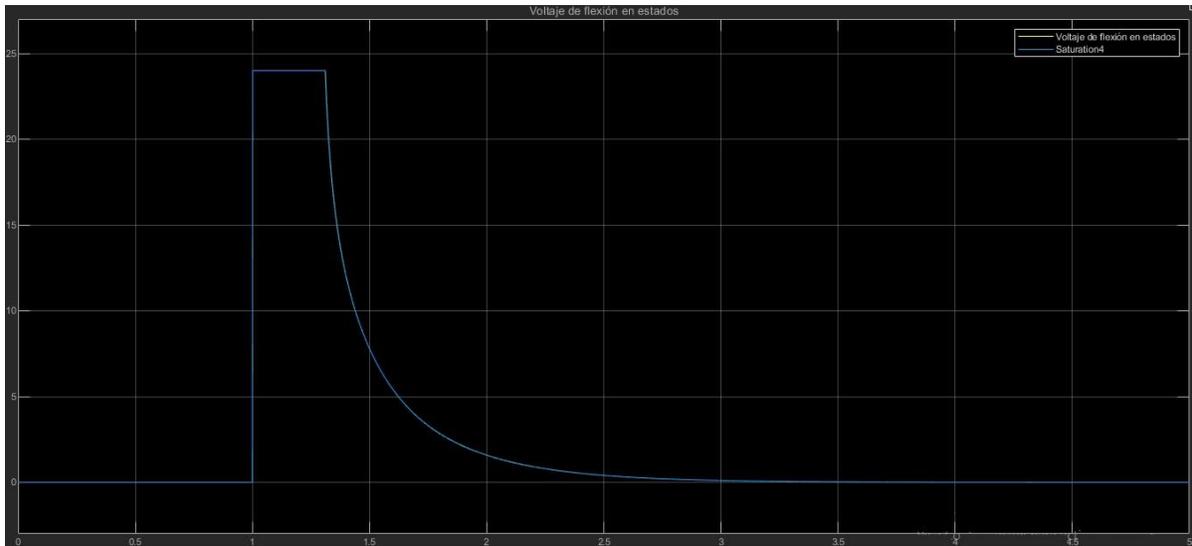


Ilustración 57. Reacción de la variable a sis control de la flexión con la acción de control. [Fuente autor]



Ecuación 13. Reacción de la acción de control. [Fuente autor]

La reacción de la acción de control para el sistema en este modelo llega hasta 24 [V], por un tiempo de 0.3 segundos.

8.16.1.1 Sistema de control para la flexión con un setpoint

Se realiza un control para un setpoint de 32.7° lo cual corresponde a 0.5708 rad, obteniendo como resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados.

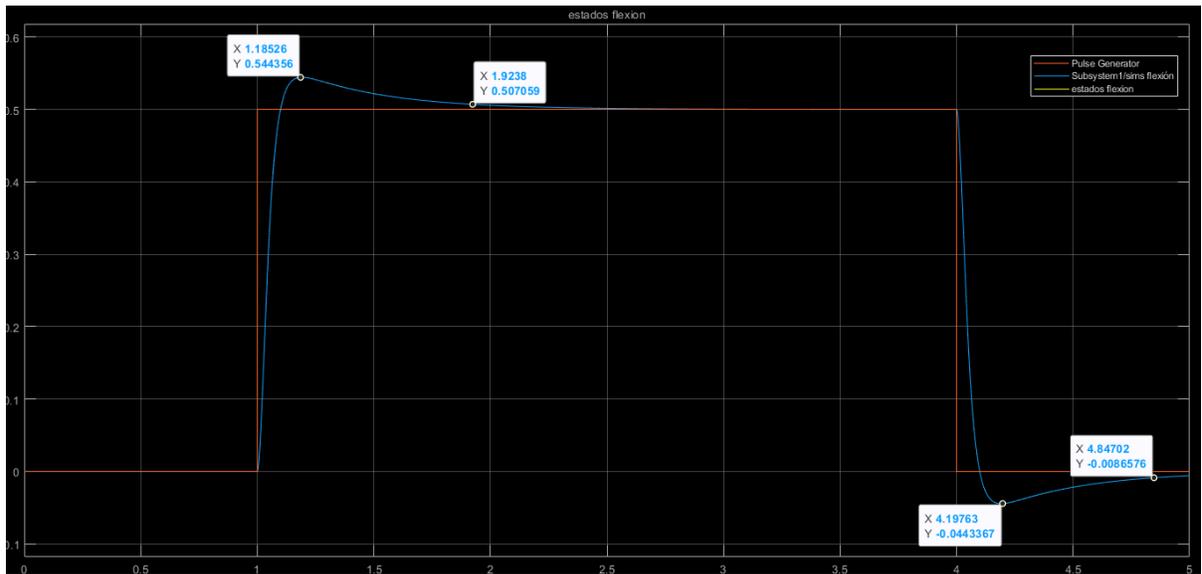


Ilustración 58. Resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados en flexión. [Fuente autor]

Como resultados se puede observar que la respuesta ante la entrada pulso, es adecuada, con un tiempo de establecimiento para el resultado de los espacios de estados de 0.92 segundos, igual que el resultado del *simscape*, con un tiempo de establecimiento inferior de 0.84 segundos.

8.16.1.2 Sistema de control para la flexión con setpoint variable

Se realiza un control para un setpoint variable aleatorio del bloque *Band-Limited White Noise* con parámetros de potencia de ruido del 0.1, con un tiempo de muestreo de 2 y una velocidad de 1, realizando la comparativa de las señales de la variable a controlar por *simscape* con la señal de la variable controlada por la función de transferencia en espacios de estados.

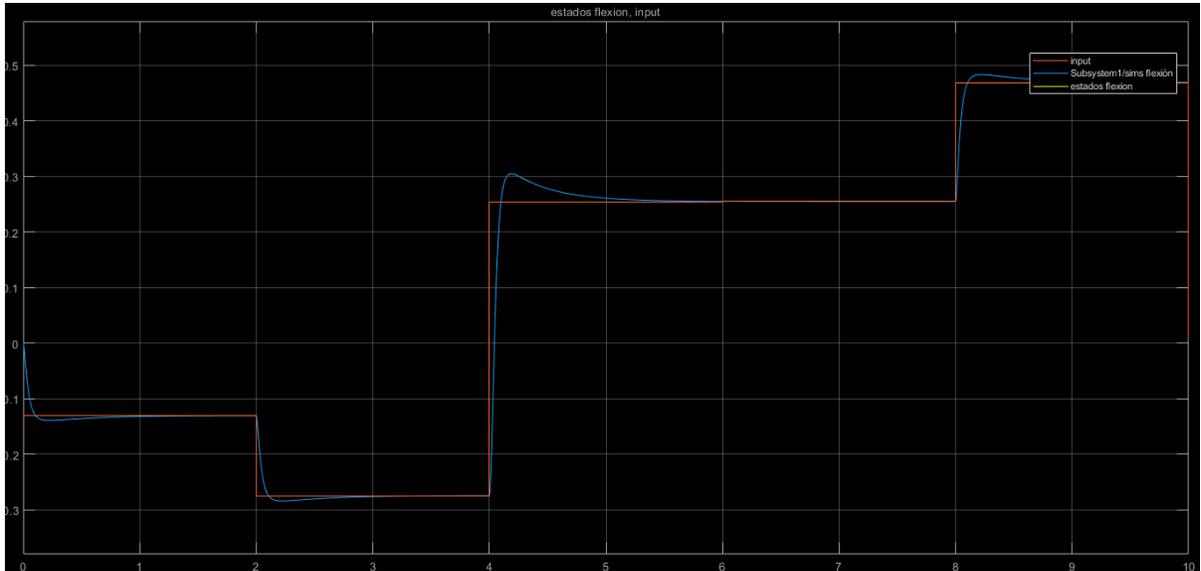


Ilustración 59. Resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados en flexión con setpoint variable. [Fuente autor]

Se puede concluir que las señales de la variable de la función de transferencia en espacios de estados con respecto a la señal del *SimScape* son iguales, en donde el control de realizado es adecuado para el mecanismo, teniendo en cuenta que la señal presenta un pico de la variable del 7%.

8.16.2 Sistema de control para la pronación

Para el desarrollo del sistema de control se realiza un diseño de control por app de *MATLAB control system designer*, que el mejor control es un PID con pseudo-derivador quedando de la forma.

$$C_2 = \frac{697.8 s^2 + 2.407e04 s + 9.42e04}{s^2 + 314 s}$$

Se adiciona el sistema de control al simscape de la pronación, introduciendo el saturador posterior al control, como limitador de la acción de control con límites de 24 y -24, esto debido al voltaje máximo y mínimo que tenemos como voltaje de funcionamiento en el motor seleccionado.

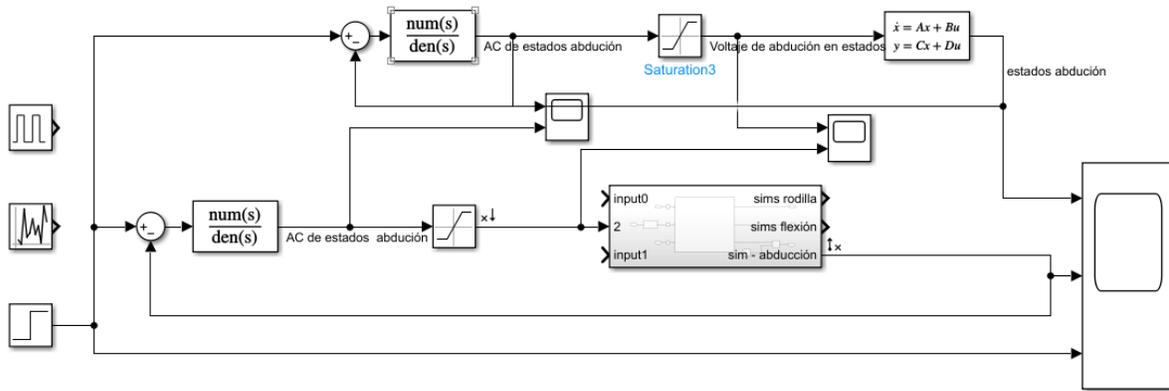


Ilustración 60. Adiciona el sistema de control al simscape de la pronación. [Fuente autor]

Teniendo como resultados un buen tiempo de establecimiento de 0.42 segundos y un tiempo de establecimiento de 1.24 segundos con un overshoot del 10 % para la variable a controlar.

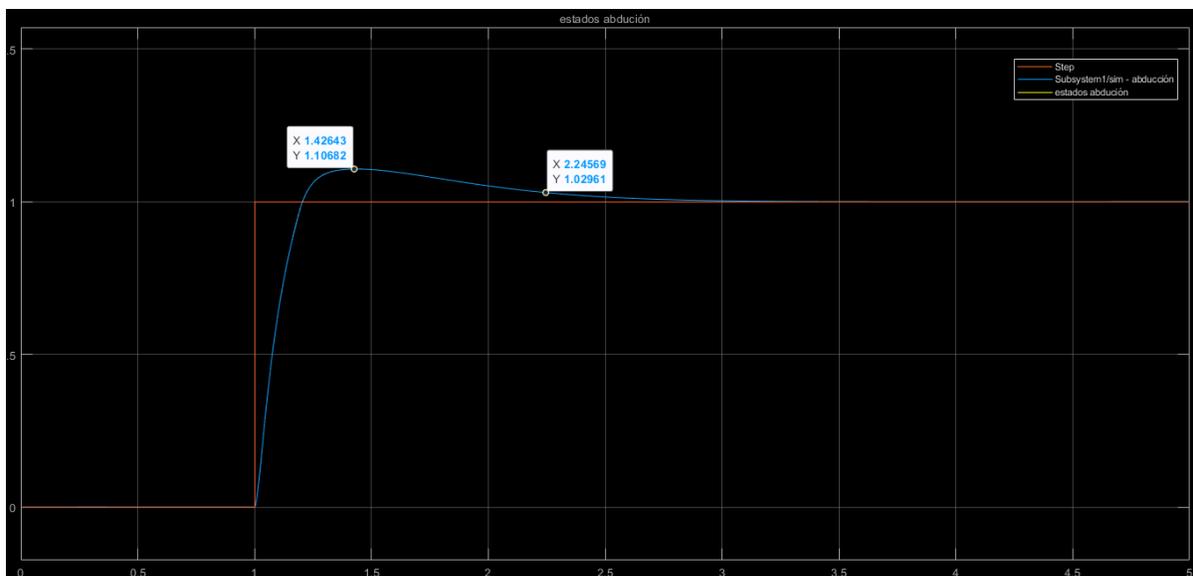
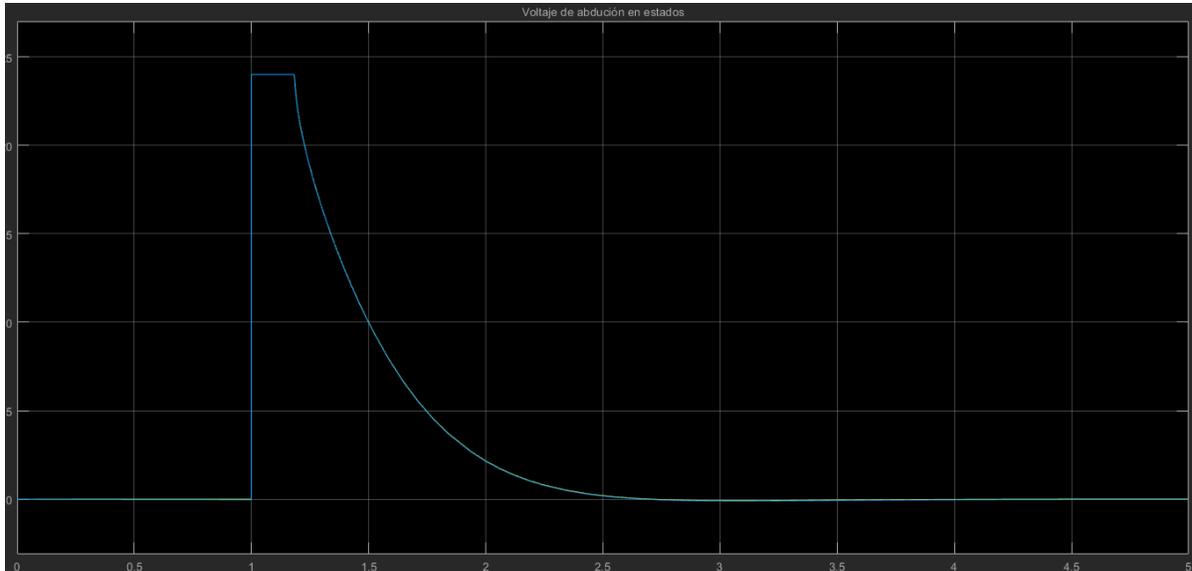


Ilustración 61. Reacción de la variable a sis control de la pronación con la acción de control. [Fuente autor]



Ecuación 14. Reacción de la acción de control de la pronación. [Fuente autor]

La reacción de la acción de control para el sistema en este modelo llega hasta 24 [V], por un tiempo de 0.4 segundos.

8.16.2.1 Sistema de control para la pronación con un setpoint

Se realiza un control para un setpoint de 32.7° lo cual corresponde a 0.5708 rad, obteniendo como resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados.

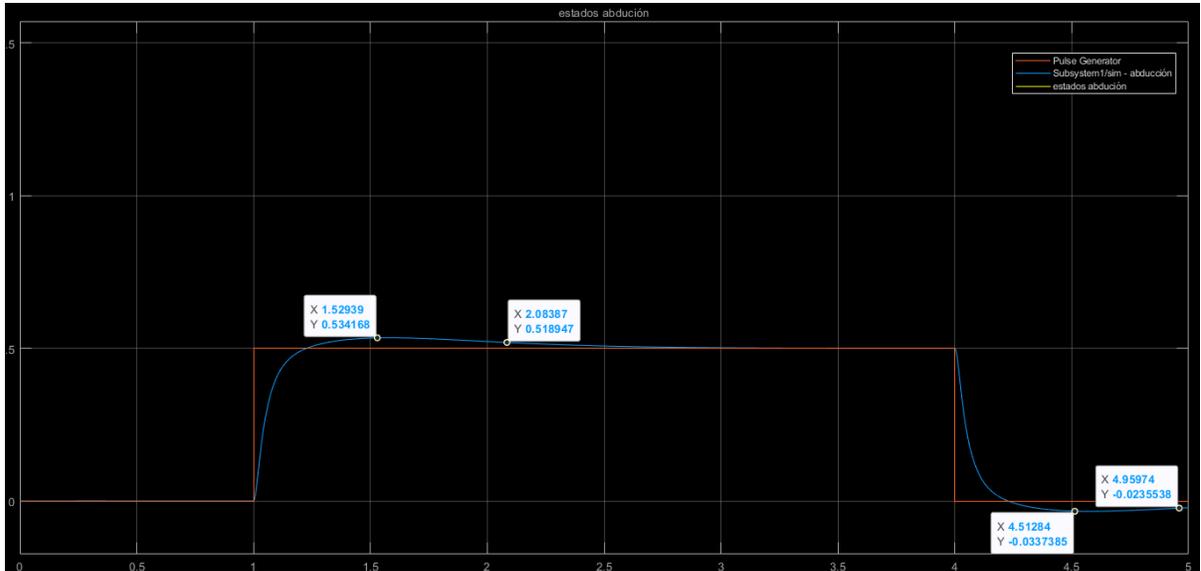


Ilustración 62. Resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados en pronación.[Fuente autor]

Se debe tener en cuenta que la linealización de función de transferencia se realizó con respecto a 0, lo cual genera error en la pronación por 90°, la cual fue corregido por el modelo generado por *analyse*, como resultados se puede observar que la respuesta ante la entrada escalón, es adecuada e igual para los modelos en espacios de estado y el modelo de *SimScape*, con un tiempo de establecimiento de 1 segundo.

8.16.2.2 Sistema de control para la pronación con setpoint variable

Se realiza un control para un setpoint variable aleatorio del bloque *Band-Limited White Noise* con parámetros de potencia de ruido del 0.1, con un tiempo de muestreo de 2 y una velocidad de 1, realizando la comparativa de las señales de la variable a controlar por *simscape* con la señal de la variable controlada por la función de transferencia en espacios de estados.

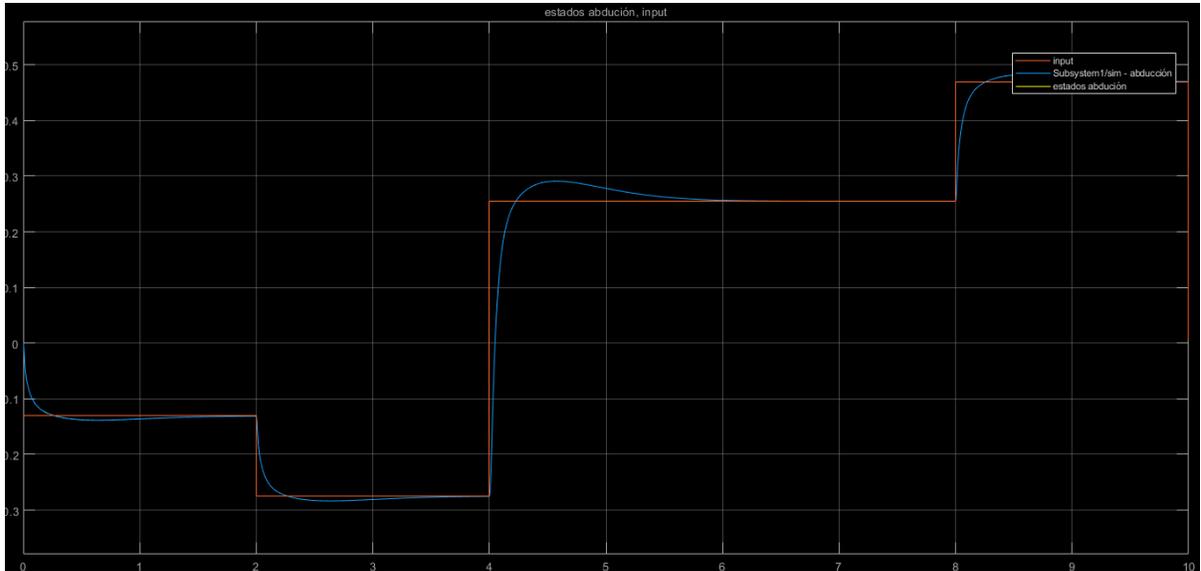


Ilustración 63. Resultado un control del mecanismo de simscape con respecto al control de la función de transferencia en espacios de estados en pronación con setpoint variable. [Fuente autor]

Lo cual tenemos como resultado un muy buen seguimiento de la señal de control, teniendo una diferenciación nula entre señales del modelo de espacios de estados conjunto con la señal de *simscape*.

8.16.3 Sistema de marcha humana

Para tener en cuenta la marcha humana en mecanismo se realiza las respectivas adecuaciones de las configuraciones del revolute del *simscape*, mencionadas anteriormente.

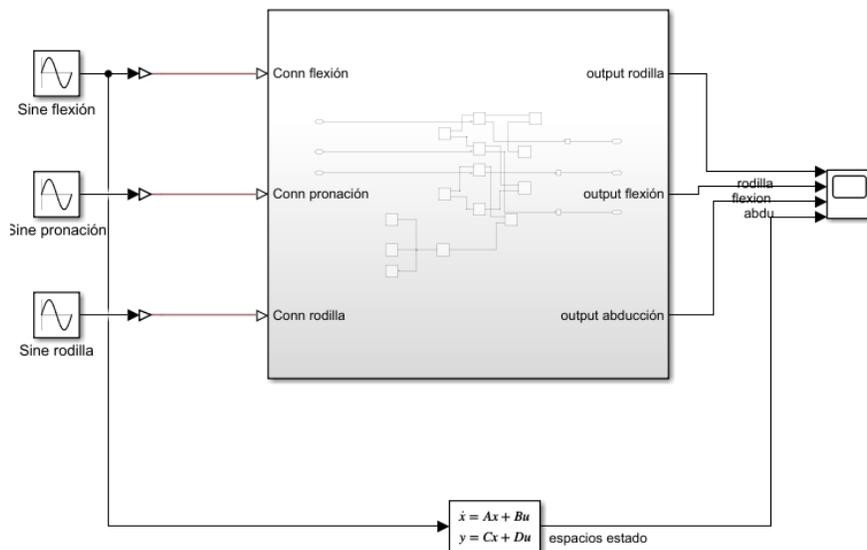


Ilustración 64. Simulink de la marcha humana. [Fuente autor]

Se realiza la simulación de la marcha humana con una entrada sinusoidal con una amplitud de 1 y una fase de -1.5, que dan una marcha humana correcta por Simscape.

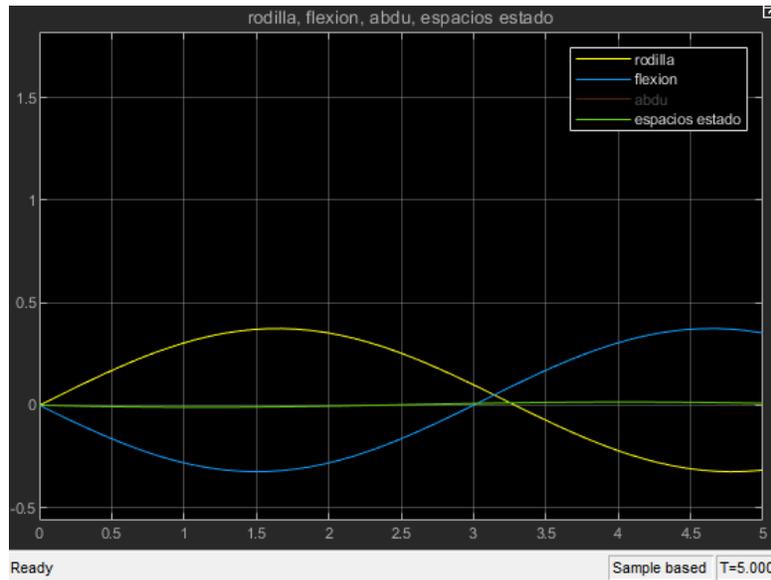


Ilustración 65. Gráfica de la simulación humana. [Fuente autor]

Como se demuestra en el video de la marcha humana, dicha configuración y parámetros, arroja una marcha adecuada para un ser humano en caminata lento.

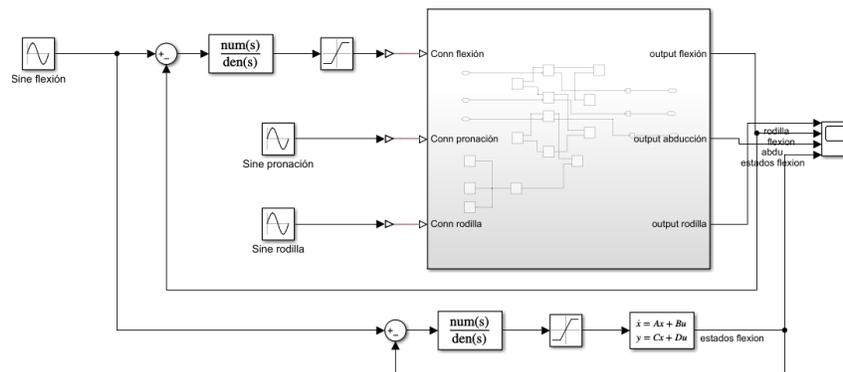


Ilustración 66. Configuración del control de la marcha humana. [Fuente autor]

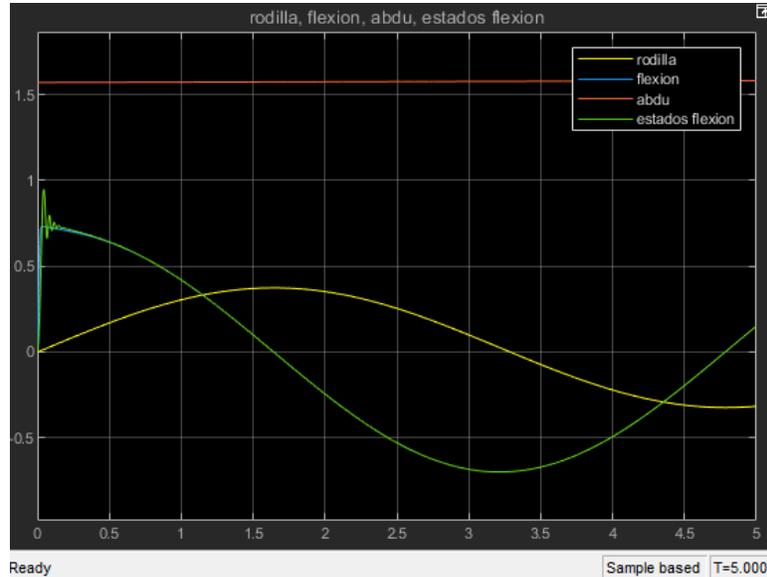


Ilustración 67. Resultados con la configuración del control de la marcha humana. [Fuente autor]

Introduciendo el control para la marcha humana conjunto con el bloque de saturación del motor, se puede concluir que, aunque se obtiene una adecuada simulación de la marcha humana, se puede concluir que se presentan picos en los 0.005 segundos iniciales.

8.16.4 Control en paralelo de la flexión y pronación

Realizando los controladores de los puntos anteriores, se da paso a la verificación de los 2 lazos de control en paralelo, para ello se unificó los controladores y el Simscape realizados con anterioridad, recalcando que dicha verificación tiene un alto costo computacional, el cual el modelo en Simulink está representado a continuación.

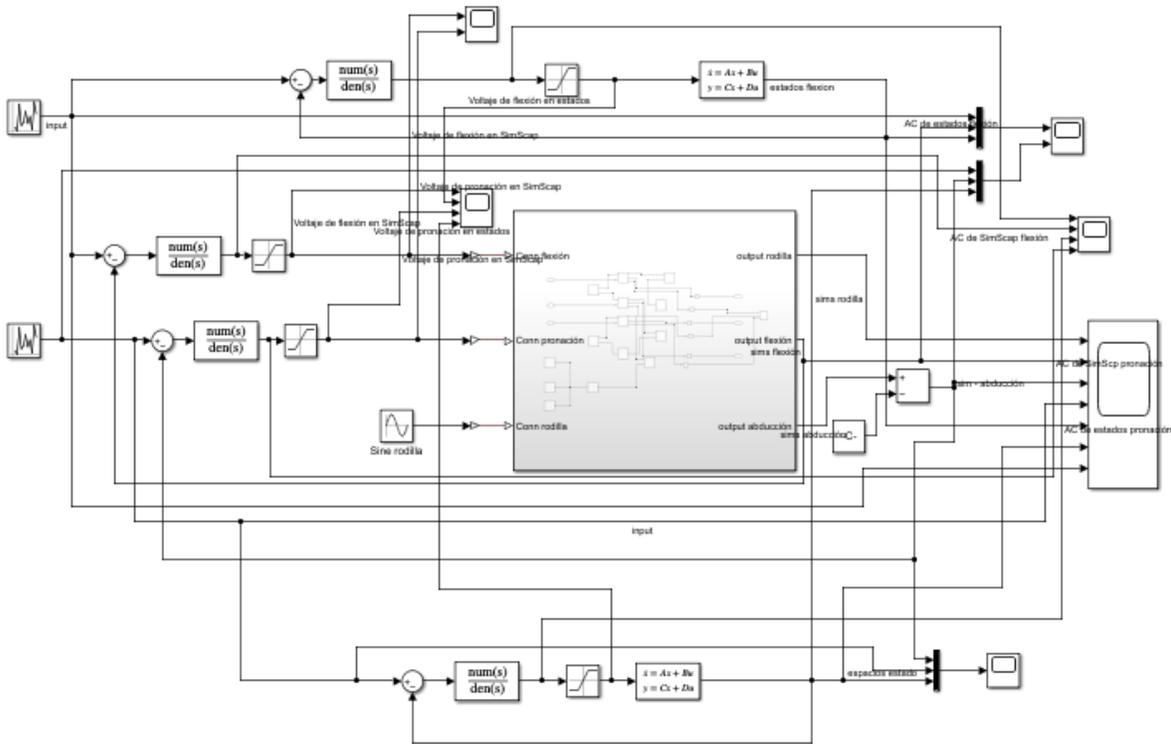


Ilustración 68. Simulink de los 2 controladores en paralelo. [Fuente autor]

Verificando tanto por gráficas, como por vídeo generado, que los controladores funcionan adecuadamente en paralelo, ratificando que dichos controladores, son independientes, y que los mismo tienen una acción de control similar a las demostradas de forma separada.

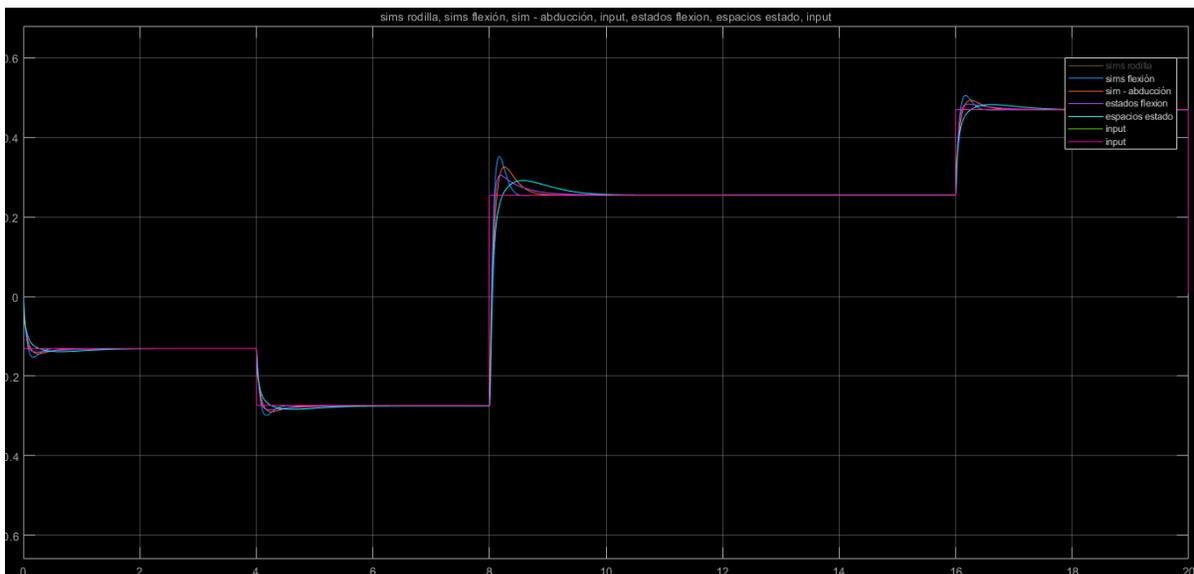


Ilustración 69. Gráficas de la variable de los controladores en paralelo. [Fuente autor]

Sin embargo, estas graficas presentan un pico mayor a las acciones de control debido a que esta simulación, no presenta las ecuaciones del motor seleccionado.

8.17 SELECCIÓN DEL MOTOR

Realizando las ecuaciones del motor DC con escobillas, la ecuación que nos relaciona el voltaje de entrada con torque de salida es:

$$\frac{T_m(s)}{V(s)} = \frac{K_m*(J*s+B)}{L*J*s^2+(R*J+L*B)*s+R*B+K_m*K_a}$$

Ecuación 15. Ecuación de motor que relaciona el voltaje y el torque.

Realizando una búsqueda en general de motores que cumplieran las características de ser un motor DC, con escobillas, con voltajes de 9 a 24 [V], se realizaron más de 40 simulaciones, de las siguientes tablas:

LORES TENSION NÓMINL				4		2	1		3		24	
Tensión nominal	V	12	36	12	36	70	110	24	24	48	12	24
Velocidad sin carga	rpm	6920	8590	4470	10700	20000	1800	123	16700	1960	12300	13100
Corriente sin carga	mA	241	106	127	90.7	90.7	75.5	75.5	723	278	726	402
Velocidad nominal	rpm	6380	7840	3780	9190	9750	1800	123	16100	1670	98400	10400
Par nominal (par continuo máx.)	mNm	94.9	86.6	416	45.2	249	5600	7840	95.6	964	36.8	46.6
Corriente nominal (corriente continua máx.)	A	0.25	2.28	3.8	1.39	2.4	4.75	18	7.61	4.06	4.1	2.6
Par de parada	mNm	1720	1000	3270	644	802	5600	7840	3240	13100	432	773
Corriente de parada	A	105	25.2	63.3	20.2	20.2	8.5	180	236	56.9	48.3	45.8
máx. eficiencia	%	88%	87%	91%	87%	87%	92%	87%	90%	86%	78%	83%
Constante de armadura	Nm/A	0.0164	0.0397	0.0517	0.0319	0.0397	0.6588	0.0436	0.0137	0.2302	0.0089	0.0169
fuerza electromotriz	V/rpm	0.001734104	0.00419092	0.002684564	0.003364486	0.0035	0.061111111	0.195121951	0.001437126	0.024489796	0.00097561	0.001832061
Resistencia de armadura	ohms	0.115	1.43	0.115	1.43	13	13	0.9	0.102	0.84	0.248	0.524
Inductancia de armadura	henrios	0.0245	0.281	0.0245	0.281	0.01	0.01	0.03	0.0163	1.07	0.109	0.39

Tabla 7. Características de los primeros motores

LORES TENSION NÓMINL		1	2	3	4					5	6	7
Tensión nominal	V	12	12	48	12	24	9	12	12	24	24	12
Velocidad sin carga	rpm		6920	3330	10000	10000	12300	11700	12400	12400	3810	500
Corriente sin carga	mA		241	21.9	11.9		118	81.8	71.7	35.9	697	350
Velocidad nominal	rpm		6380	2710	6560		11400	10700	10700	10800	3810	
Par nominal (par continuo máx.) (T)	Nm	1.02	0.0949	1.02	0.00487		0.027	0.0305	1.46E-02	1.53E-02	15.7	
Corriente nominal (corriente continua máx.)	A	12	6	1.4	0.228		4	3.21	11.8	0.869	292	1.6
Momento de inercia (J)	Kg*m ²	0.02	0.0000139	0.0000121	3270	1.16E-07	9.37E-07	9.06E-07	5.05E-07	5.55E-07	0.0129	0.0015
Fricción viscosa (B)	Nms/rad	0.03	0.03	0.03	63.3		0.34895	0.34895	0.3	0.3	0.34895	0.35
máx. eficiencia	%		88%	89%	91%		90%	91%	85%	86%	83%	
Constante de armadura (Kt)	Nm/A	0.0210	0.0164	0.1370	0.0225	0.0225	0.0070	0.0097	0.0092	0.0184	0.0537	0.0540
fuerza electromotriz (Kb)	Vs/rad	0.021	0.016559474	0.137647518	0.011459156	0.022918312	0.00698729	0.00979415	0.009241255	0.01848251	0.060153049	2.291831181
Resistencia de armadura (Ra)	ohms	1	1.115	6.46	37.5	37.5	0.168	0.335	1.02	3.69	0.0821	2
Inductancia de armadura (La)	henrios	0.0023	0.0000245	0.0017	0.00137	0.00137	0.018	0.035	0.000	0.000	0.031	0.025

Tabla 8. Características de los segundos motores

Teniendo en cuenta el torque, la velocidad, el voltaje y la saturación del motor, se escogió un motor con alto voltaje y una mayor fuerza electromotriz, para ello se

realizaron pruebas con los motores de mayores parámetros, las cuales arrojaron como resultado que el mejor motor es el *Motor potente de CC 997, voltaje de entrada, DC12-48V, Motor de alta velocidad, Motor de rodamiento de bolas silencioso, 997 de alta velocidad, 5000 ~ 20000 RPM* el cual, fue encontrado realizando varias búsquedas y es vendido en la página de aliexpress. [https://es.aliexpress.com/item/4000345146453.html?spm=a2g0o.detail.1000014.15.3c8d31f7c5w0SN&gps-id=pcDetailBottomMoreOtherSeller&scm=1007.14452.226710.0&scm_id=1007.14452.226710.0&scm-url=1007.14452.226710.0&pvid=e8763b0e-44ee-4fdc-91fa-9df0038ed2ea&_t=gps-id:pcDetailBottomMoreOtherSeller,scm-url:1007.14452.226710.0,pvid:e8763b0e-44ee-4fdc-91fa-9df0038ed2ea,tpp_buckets:668%232846%238113%231998&pdp_ext_f=%7B%22sku_id%22%3A%2212000020048100592%22%2C%22sceneId%22%3A%2230050%22%7D&pdp_npi=2%40dis%21COP%21179112.02%21121776.7%21%21%21%21%21%40210323a016715960857002480e3c79%2112000020048100592%21rec&ad_pvid=202212202014457235267009192682417874_2]

Tabla 9. Parámetros del motor seleccionado. [Fuente autor]

LORES TENSIÓN NOMINAL		6
Tensión nominal	V	24
Velocidad sin carga	rpm	1000
Corriente sin carga	mA	1
Velocidad nominal	rpm	100
Par nominal (par continuo máx.) (T)	Nm	0.00358
Corriente nominal (corriente continua máx.)	A	15
Momento de inercia (J)	Kg*m ²	0.0015
Fricción viscosa (B)	Nms/rad	0.35
máx. eficiencia	%	
Constante de armadura (Kt)	Nm/A	0.0537
fuerza electromotriz (Kb)	Vs/rad	2.291831181
Resistencia de armadura (Ra)	ohms	2
Inductancia de armadura (La)	henrios	0.025

Teniendo en cuenta que el motor seleccionado se le debe realizar una deducción de rpm de 1000 a 100 [rpm] a través de una caja reductora, para aumentar la fuerza electromotriz, la función de transferencia quedaría:

$$\frac{T_m(s)}{V(s)} = \frac{0.003438 s + 0.008021}{3.75e-05 s^2 + 0.003087 s + 0.0345}$$

Ecuación 16. Función de transferencia del motor.

Estos parámetros fueron introducidos a las variables del modelo matemático de simulink.

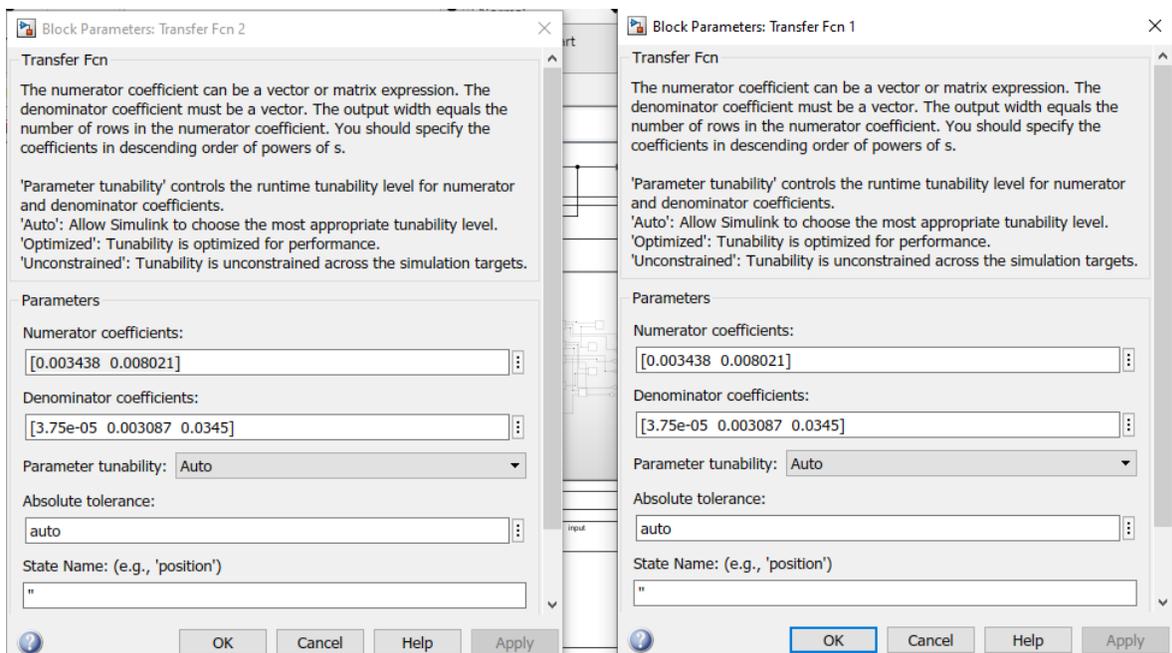


Ilustración 70. Parámetros del motor en simulink.

Teniendo como resultados las gráficas comparativas del comportamiento del diseño con respecto al modelo de espacios de estados.

8.18 SISTEMA DE CONTROL EN PARALELO DE LA FLEXIÓN Y PRONACIÓN.

Se modifica el código de Matlab para agregar los nuevos parámetros del motor seleccionado y se agrega en el Simulink el bloque de Uniform Random Number con parámetros mínimos de $-18 \cdot \pi / 180$, máximos de $30 \cdot \pi / 180$ y un tiempo de muestreo

de 5 [s], con saturador de 12[V] y -12[V], con el bloque de *transfer function* del modelo matemático del motor seleccionado.

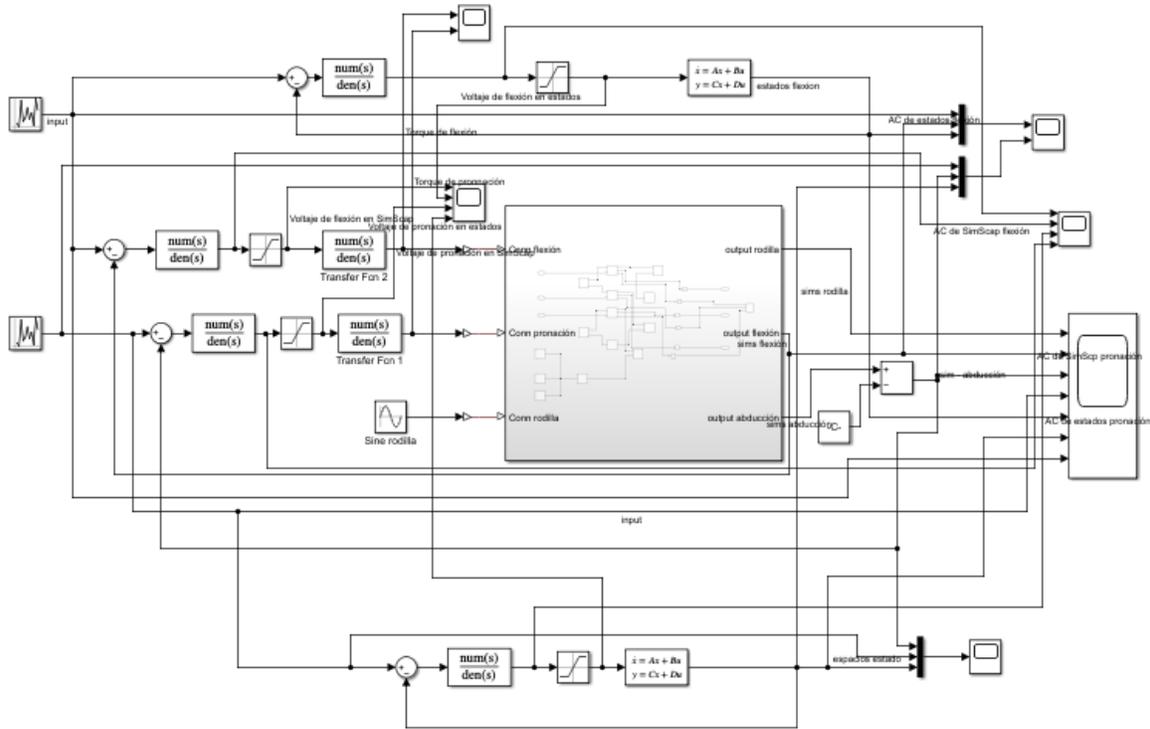


Ilustración 71. Simulink del sistema de control con parámetros reales. [Fuente autor]

Conjunto con un bloque de *Transfer function*, el cual contiene la función de transferencia del motor, teniendo en cuenta que dicha función nos relaciona la salida en toque y la entrada de voltaje para un motor DC, la cual esta dictada por la ecuación:

$$\frac{T}{V} = \frac{K_m * (J * s + B)}{L * J * s^2 + (R * J + L * B) * s + R * B + K_m * K_a}$$

Ecuación 17. Función de transferencia de un motor DC. [Fuente autor]

En donde nos genera una gráfica de las variables controlada del *SimScape* Vs la variable controlada de los espacios de estado.

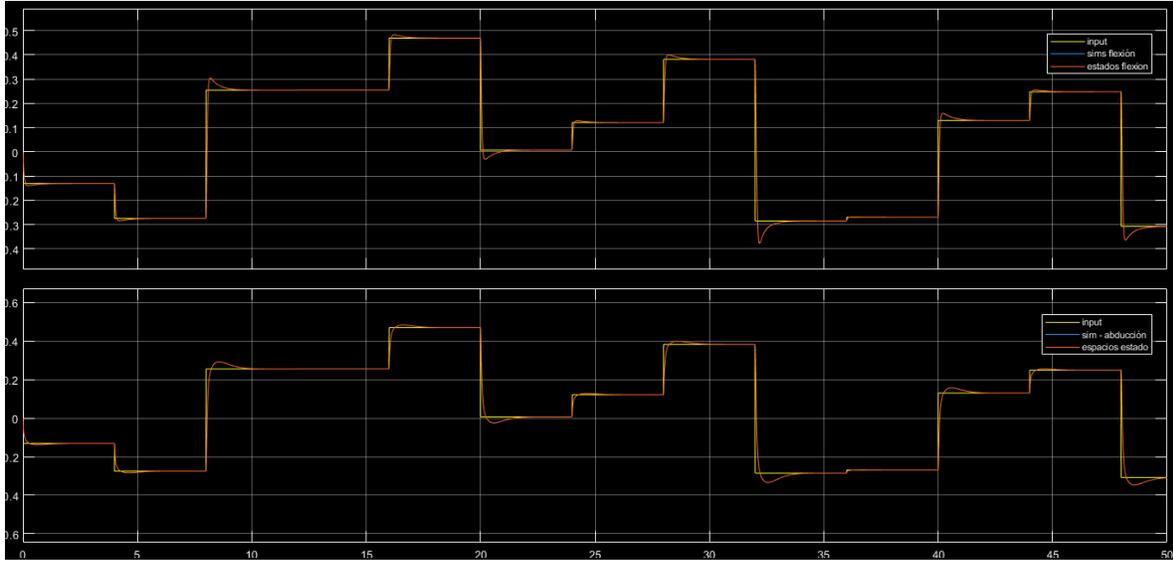


Ilustración 72. Señal de la variable de la flexión y de la pronación del modelo en espacios de estados.

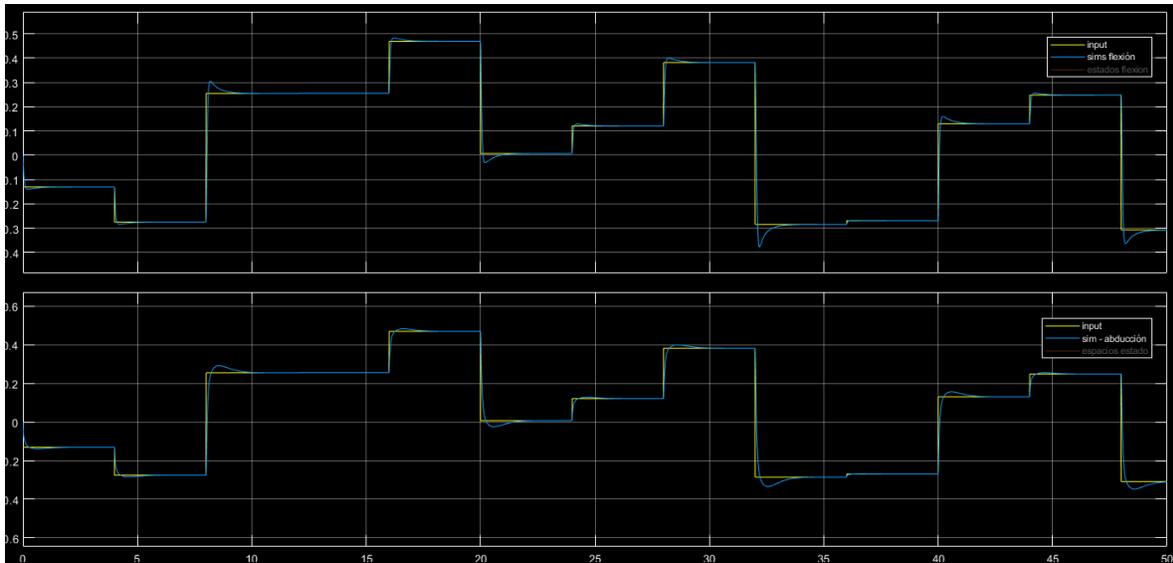


Ilustración 73. Señal de la variable de la flexión y de la pronación del modelo en SimScape.

Por la graficas anteriores, se puede llegar a concluir que el comportamiento de la variable en los modelos de espacios de estados calculados por *analyzer* versus el modelo de *SimScape* son iguales tanto para la flexión como para la pronación.

En cuanto al control de la variable con respecto al SP variable, se puede demostrar que el motor seleccionado es adecuado para el diseño, teniendo en cuenta que el mismo se le deba colocar una caja reductora de 100:1.

Para corroborar si la velocidad del motor seleccionado se verifica las gráficas generadas de velocidad de los modelos.

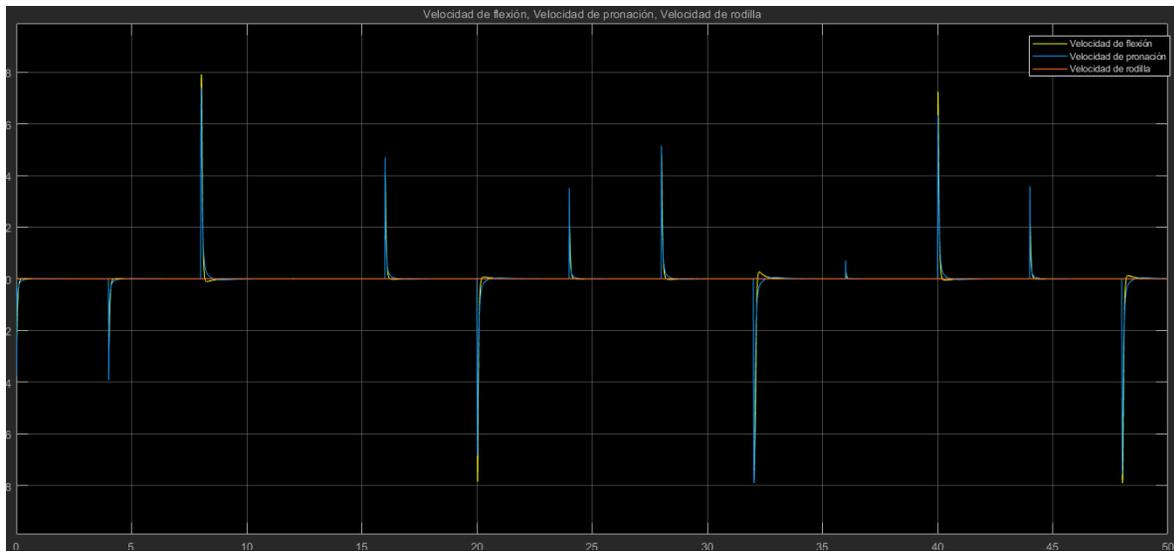


Ilustración 74. Gráficas de velocidad de los modelos en paralelo.

Verificando las gráficas de velocidad de los modelos, se puede comprobar que la máxima velocidad generada está en la flexión, en donde se tiene un valor de 8 [rpm], que está dentro de los rpm que puede generar el motor seleccionado.

A continuación, se realiza la verificación del torque de los modelos.

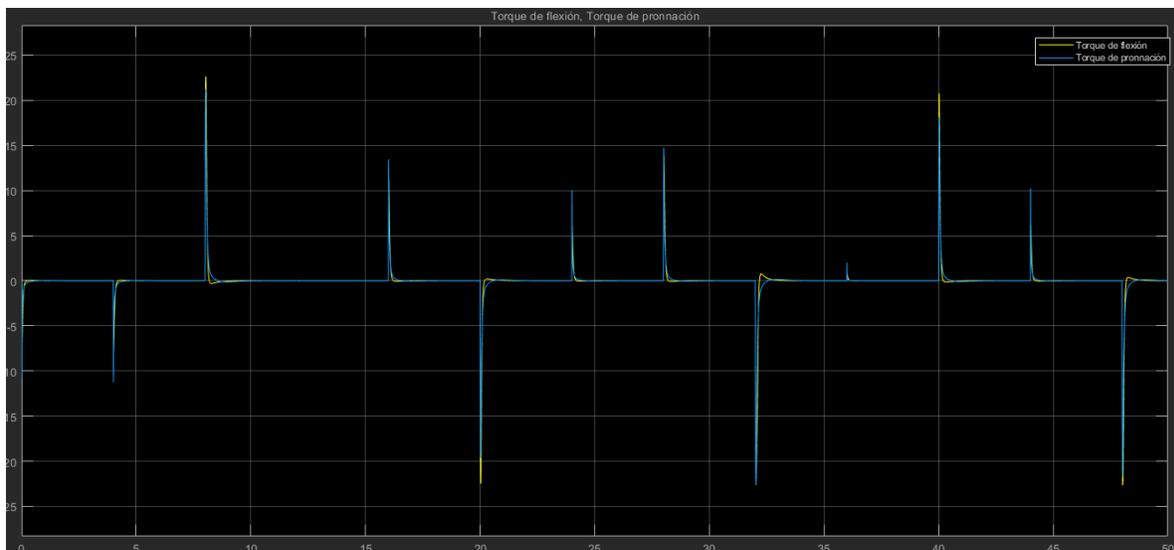


Ilustración 75. Gráficas del torque de los modelos en paralelo.

Verificando las gráficas de torque de los modelos, se puede comprobar que el máximo torque generada está en la flexión, en donde se tiene un valor de 23 [Kg*cm] y corresponde a 0.23 [Kg*m] en donde corresponde 0.0003084351 [Hp], que está dentro de los rpm que puede generar el motor seleccionado, teniendo en cuenta que el máximo 0.001971303[Hp].

A continuación, se realiza la verificación de la acción de control de los modelos.

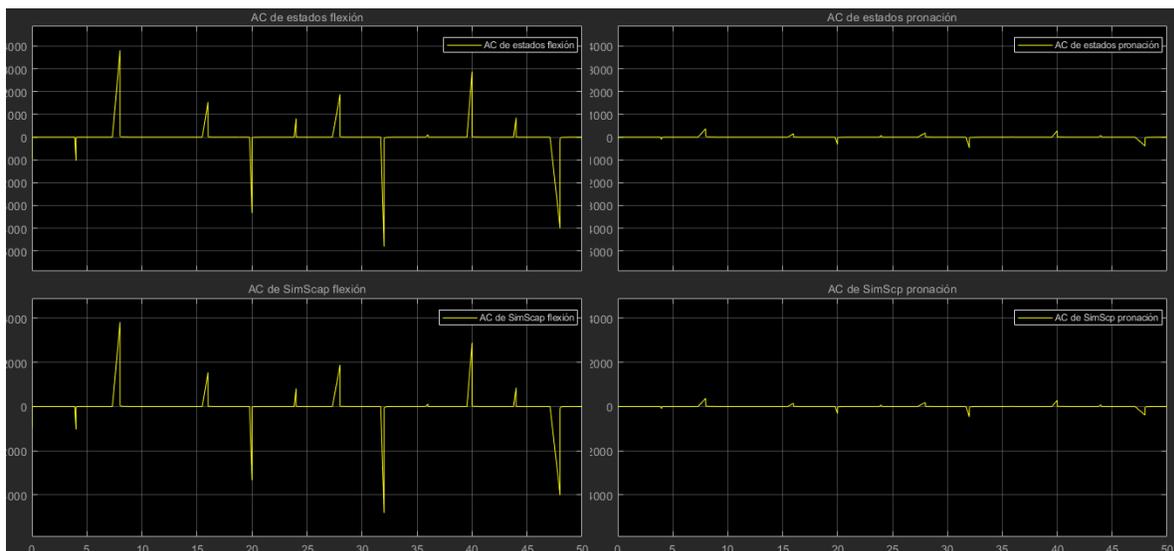


Ilustración 76. Gráficas de la AC de los modelos en paralelo.

Verificando las gráficas de AC de los modelos, se puede comprobar que las AC del modelo de espacios de estados Vs el modelo de *SimScape*, son iguales para la flexión y la pronación.

A continuación, se realiza la verificación del voltaje y la saturación.

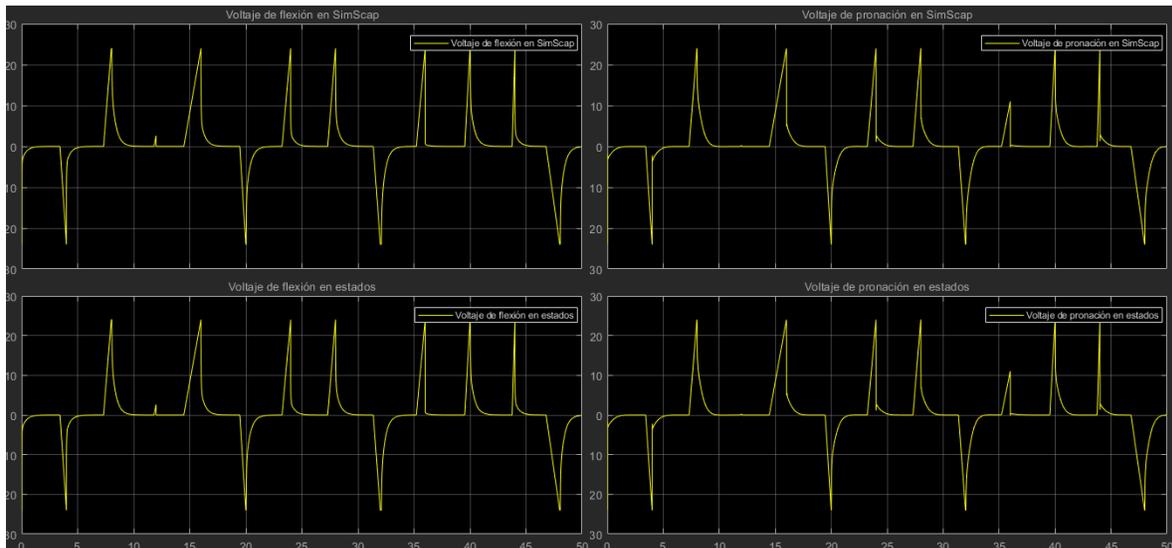


Ilustración 77. Gráficas de voltaje de los modelos en paralelo.

Verificando las gráficas de voltaje de los modelos, se puede comprobar que el máximo voltaje pico pedido por los modelos es de 24 [V], sin llegar a presentar saturación en ninguno de los modelos generados.

8.19 INGENIERÍA DE DETALLE

8.19.1 Tubo adaptador de pierna

Se plantea la utilización de un tubo con adaptador de pie, para la pierna, de acero inoxidable que incluye, un adaptador socket 4 brazos con una 1 perforación, un acople tubo 30mm tipo hembra y una caña de 30 [mm] x 250 [mm], tipo tubo que puede ser de aluminio o de titanio, esta pieza se puede encontrar en el mercado.



Ilustración 78. Adaptador para la pierna con acople.

8.19.2 Mecanismo tipo cardan

Se puede conseguir una junta cardan de adecuada para el acople a la prótesis modular en el mercado, hecha en acero aleado de 3/8 [in] o 9525 [mm] de diámetro, para tal fin la junta debe ser adecuada con un bloque de metal, que debería ser soldado en la parte inferior del mecanismo, para posterior hacer el roscado interno con un machuelo de 10 [mm] y paso de 1.5 [mm], requeridos para el ajuste de los tornillos que se necesitan para un adecuado acople, en el caso estudiado con la modificación requerida, el mecanismo queda pesando un 0.145 [gr].



Ilustración 79. Mecanismo tipo cardan. [Fuente autor]

8.19.3 Modificaciones del pie seleccionado

Se debe realizar las modificaciones necesarias del pie Jaipur o de cualquier otro tipo que se escoja, la cuales en el pie Jaipur constarían en el orificio superior de superior de 32 [mm], o de acuerdo con lo simulado con los diámetros del cardan seleccionado, conjunto a un orificio inferior para la sujeción del mecanismo cardan modificado con un orificio inferior de 10 [mm] , esto se haría con el fin de realizar un ajuste adecuado del cardan con el pie escogido, para evitar rotaciones indeseadas en el mecanismo.

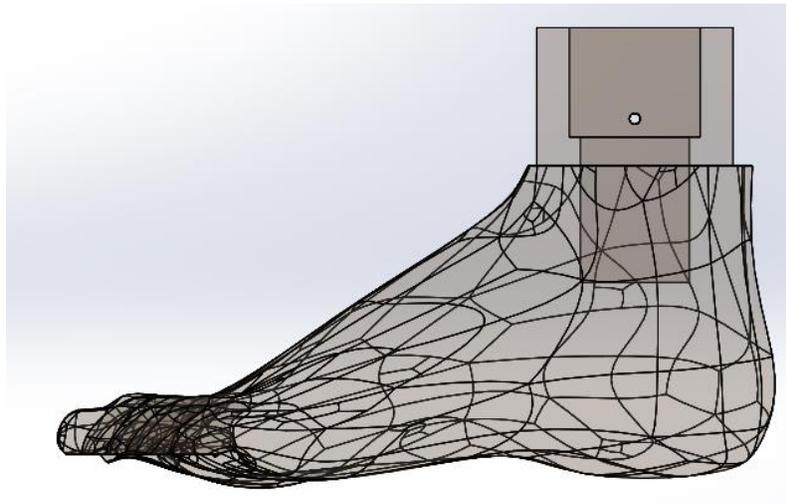


Ilustración 80. Modificaciones del pie tipo jaipur. [Fuente autor]

8.19.4 Acople del sistema cardan al pie

Para el acople des sistema, se debe hacer las modificaciones anteriormente mencionadas, lo cual previamente nos indica el límite superior del mecanismo cardan en la parte superior, con un acople por tornillo de 10 [mm] con paso de 1.5 [mm] para la limitación del movimiento del mecanismo cardan, se realiza por limitación de fronteras del sistema en acople, para ello, se sabe previamente que los límites de movimiento del sistema cardan, con respecto al pie Jaipur, es menor a 20 grados en los 2 GDL del sistema.

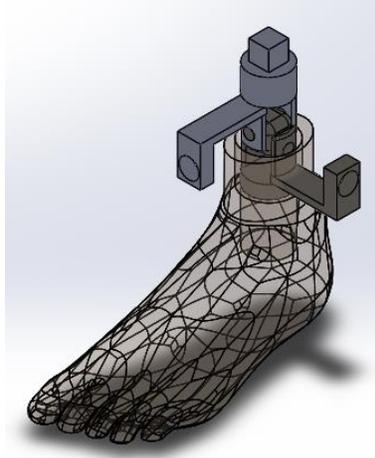


Ilustración 81. Acople del mecanismo cardan al pie jaipur.

8.19.5 Acople del sistema cardan al sistema modular

Debido a que los sistemas cardan comercialmente cuenta con un pin macho que es muy similar al pin macho que se utiliza en las prótesis del mecanismo exomodular, se puede acoplar muy fácilmente, lo cual se demuestra en las imágenes de a continuación.



Ilustración 82. Acople del mecanismo cardan al sistema modular. [Fuente Autor]

8.19.6 Adecuaciones para el acople de los motores con el sistema cardan.

Se debe tener en cuenta las adecuaciones necesarias para el acople de los motores al sistema cardan, los cuales se pueden ajustar desde un acople hexagonal de cada horquilla del sistema cardan directamente a los ejes del sistema cardan, teniendo en cuenta que la relación de transmisión de 1:1 y las pérdidas del acople son casi nulas.

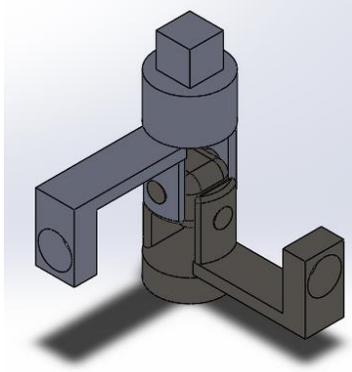


Ilustración 83. Adecuaciones para el acople de los motores con el sistema cardan. [Fuente auto]

De esta forma el torque ejercido por los motores tendrá como referencia de tierra la horquilla correspondiente superior o inferior, ejerciendo un toque directo a los ejes de cada movimiento de forma tal que los movimientos sean independientes, separándolos estos mismos.

8.19.7 Ángulos del acople mecánico cardan al pie jaipur.

Teniendo en cuenta las modificaciones requeridas y mencionadas anteriormente, podemos hacer un cálculo de los ángulos del acople mecánico en el sistema de 2 GDL en prótesis, teniendo en cuenta que los ángulos máximos y mínimos están dados por los límites de rango de movimiento dadas por los orificios del pie limitando de forma mecánica y de tope a los movimientos el sistema carda, quedando como máximos:

- Dorsiflexión: 20 °
- Platiflexión: 30°
- Movimiento lateral: 20°
- Movimiento medial: 18°

Realizando la respectiva verificación de los rangos de los ángulos en el movimiento del tobillo humano, se puede considerar que están dentro de los ángulos de movimiento humano.

8.19.8 Selección del sensor de presión

Teniendo en cuenta el estudio realizado en el punto 8.6, se selecciona el sensor de fuerza FSR 402, el cual cuenta con un rango de censado desde 0.2 [N] hasta 20 [N] con resolución analógica, y un tiempo de censado menor a 3 [μ s].

Dicho sensor es adecuado para verificar la fase de la marcha, considerando que este no se utilizaría para censar la fuerza o presión de la planta del pie, sino para detectar la fase de la marcha.

8.19.9 Selección del sensor de aceleración

El MPU-6050 contiene un acelerómetro y giroscopio MEMS de 16 bits en un solo paquete. Este circuito integrado viene con un solo paquete que contiene un acelerómetro y un giroscopio. El acelerómetro y el giroscopio tienen un rango dinámico de 65536 fracciones, que se dividen en ejes X, Y y Z, así como la velocidad angular, el cual nos permite la toma de datos de 5.461/grad de inclinación.

8.19.10 Planos de sensores

Para la ubicación de los sensores de fuerza FSR, se requiere que sea puestos en la parte inferior de la prótesis de pie, para tal objetivo se requiere una adecuada distribución de los mismo, para lo cual se sigue la distribución de la imagen a continuación.

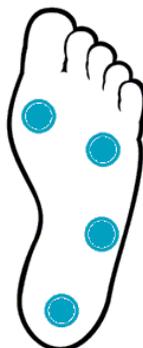


Ilustración 84. Distribución de sensores de fuerza. [Fuente autor]

Esta sugerencia corresponde a los estudios e investigaciones realizadas en el punto 8.6, lo cual son respaldadas por estudios de estabilometría y distribuciones de fuerzan en la planta durante la marcha.

8.19.11 Ubicación de los actuadores

Para la ubicación de los actuadores (Motores) se sugiere la colocación de un motor en la parte lateral del pie, con un acople para el motor seleccionado para el movimiento de la flexión, por otro lado, la colocación de otro motor en la parte frontal del pie, para el movimiento de la pronación.

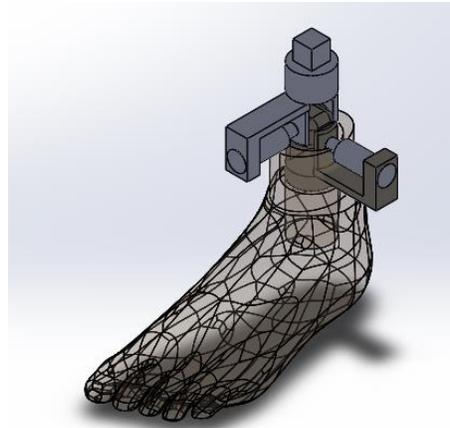


Ilustración 85. Distribución de sensores de fuerza. [Fuente autor]

Estas ubicaciones están dadas con el fin de afectar en lo más mínimo posible los centros de gravedad del pie, considerando las dimensiones de los motores en el anexo 3.

8.19.12 Caja reductora

Para un mejor desempeño del motor, se debe colocar una caja reductora, esta debe ser de 100:1, para tal propósito se selecciona una caja de cambios planetaria para servomotor.



Ilustración 86. Caja de cambios planetaria para motor. [Fuente: <https://es.aliexpress.com/i/4000891094997.html>]

8.19.13 CIRCUITO DE CONTROL

8.19.13.1 Circuito de potencia y control

Teniendo en cuenta que se requiere un motor de escobillas con funcionamiento de 24 [V], y que dicho motor, tiene un funcionamiento en DC el cual requiere una inversión de giro, se puede usar la shield para Arduino VNH5019 el cual es el circuito más usado para la inversión de giro para motores de alta potencia.

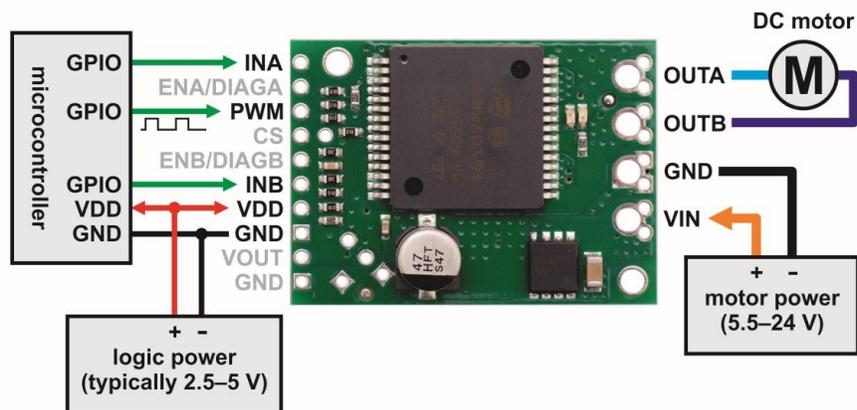


Ilustración 87. Circuito puente H con VNH5019. [Fuente: <https://www.pololu.com/product/1451>]

Teniendo en cuenta que su voltaje de funcionamiento es entre 5,5 – 24 V, con corriente de salida de 12 [A] continua y un máximo de 30 [A], nos permite realizar un control de giro del motor solo con la shield VHN5019

8.19.13.2 Circuito de sensores

Teniendo en cuenta que se requiere 4 sensores resistivo tipos FSR 402 y un sensor IMU MPU6050, se plantea el circuito control para estos sensores.

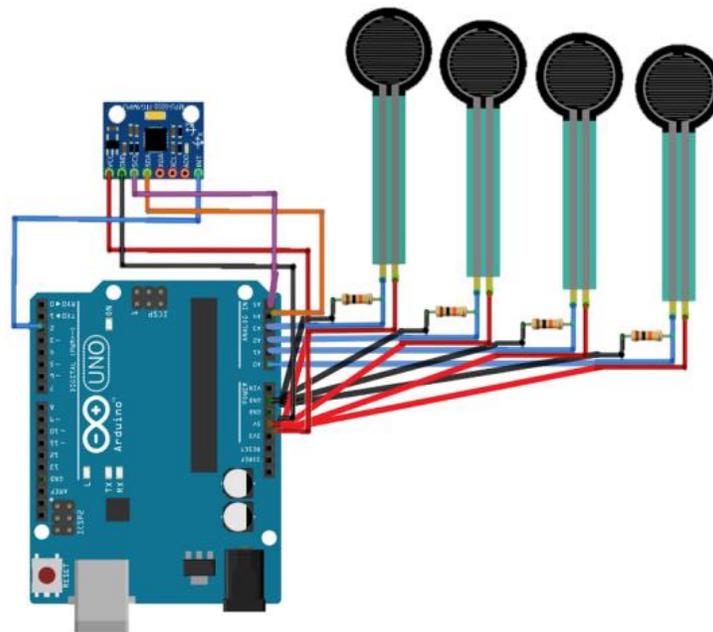


Ilustración 88. Circuito de sensores FSR402 y YMPU6050.

8.19.13.3 Circuito de movilidad

Para tener en cuenta la movilidad de la prótesis, se plantea el uso de la batería tipo lipo ZYE high-capacity 44000 mah 24.2v, la cual tiene una capacidad de 44000 [mah] con un voltaje de 24.2 [V], para el uso del motor seleccionado.



Ilustración 89. Batería de 22.2 [V]. [Fuente : https://www.alibaba.com/product-detail/ZYE-high-capacity-4000mah-44000mah-22_1600227615495.html?spm=a2700.wholesale.0.0.107d678415yvLD]

8.19.14 Lógica de trabajo del sistema

Teniendo en cuenta las lecturas y la programación del circuito de potencia y de control, se plantea la lógica del trabajo del sistema, para ampliar el entendimiento de la ejecución lógico del programa que controlaría el tobillo protésico de 2 grados de liberta.

Para esto se tiene en cuenta 3 etapas principales, las cuales con las lecturas de los sensores resistivos y del sensor giroscópico IMU, conjunto con la activación del actuador, tal como se plantea en el seudocódigo de a continuación.



Ilustración 90. Seudocódigo del diagrama lógico.

10. CONCLUSIONES

Se realiza un estudio de motores, las cuales nos indican que el motor para el control es el motor de escobillas de CC 997, con voltaje de entrada DC 24 [V].

Los motores del mecanismo se posicionan en una configuración dada, la cual es que el motor 6, de la pronación está anclada al eje de dicho movimiento con un retenedor en el primer eje con la parte superior, con una relación de 100:1, el motor 2 de la flexión, está anclada al eje de dicho movimiento con un retenedor en el segundo eje con la parte inferior o el pie, con una relación de 100:1.

El torque generado por el tobillo varía respecto a la posición, se debe considerar un torque total de manejo Tt considerando el torque de la prótesis debido a la fricción de la articulación Tc , que se introduce en el revolote de la articulación.

La representación del sistema lineal en el espacio de estados del modelo planta y motor viene dada por la aproximación lineal del modelo alrededor del ángulo cercano a cero $\theta = 0$ que en este caso es el punto de equilibrio x_{equi} , implementando las ecuaciones de espacios de estados con la aproximación, nos indica que los movimientos de flexión y pronación se pueden separar.

Se puede concluir que los modelos de caja blanca difieren del modelo de *SimScape*, esto debido a la reducción de las ecuaciones en la caja blanca.

Para la adecuada simulación del mecanismo, se debe realizar la linealización con el toolbox de *Linealyse* de simulink, para obtener el modelo de espacios de estados más exactos posibles.

Para la adecuada simulación del mecanismo, se debe hacer las configuraciones adecuadas para los revolote, las cuales implican la configuración del coeficiente de rozamiento en el mecanismo interno, que en este caso sería de 0.05 N*m/(deg/s), con sensores de posición en el revolote.

Se puede observar un retraso de la gráfica resultante de los espacios de estados con respecto a la gráfica del modelo de *simscape*, para la flexión.

Se puede realizar un arreglo del simulink introduciendo un subtract para realizar la resta de la gráfica con una constante la cual representa 90° en radianes,

arrojando como resultado las gráficas comparativas para el modelo de la pronación, esto teniendo en cuenta que se debe realizar por la diferencia de ángulos para las coordenadas globales.

Se puede llegar a la conclusión que el sistema de la flexión es un sistema inestable, mientras en la pronación, aunque se presenta estabilidad, este modelo se va diferenciando con el paso del tiempo.

Se puede concluir que las señales de la variable de la función de transferencia en espacios de estados con respecto a la señal del SimScape en flexión son iguales, en donde el control de realizado es adecuado para el mecanismo, teniendo en cuenta que la señal presenta un pico de la variable del 7%.

Tenemos como resultado un muy buen seguimiento de la señal de control para la pronación, teniendo una diferenciación nula entre señales del modelo de espacios de estados conjunto con la señal de Simscape.

Introduciendo el control para la marcha humana conjunto con el bloque de saturación del motor, se puede concluir que, aunque se obtiene una adecuada simulación de la marcha humana, se puede concluir que se presentar picos en los 0.005 segundos iniciales.

Para tener una mejor adaptación del sistema de control de la pronación, se debe separa el modelo matemático antes de linealizarlo de tal modo que se realice 2 linealizaciones independientes para cada movimiento.

Los rangos de los ángulos en el movimiento del diseño del tobillo de 2 GDL, están dentro de los ángulos de movimiento del tobillo humano.

La batería seleccionada cuenta con alta potencia, aunque su peso es mayor a lo acostumbrado por personas amputadas.

Los circuitos de control se deben aislar adecuadamente para ampliar la población objetivo.

El peso del motor y la batería puede afectar a la variable angular de la flexión aumentando el pico de esta levemente, mientras en el movimiento de la abducción, favorece el comportamiento, disminuyendo los picos de la variable.

Como resultados de las gráficas de puntos de estabilización del comportamiento del diseño con respecto al modelo de espacios de estados, se tiene que el SP de la flexión es menor que el SP de la abducción, esto puede ser debido al centro de inercia menor en la abducción, sin embargo, esta dentro de lo esperado y lo requerido en el modelo de simscape, en comparación los modelos de espacios de estados, se tiene que el SP es mayor.

BIBLIOGRAFÍA

Libros

- Tilley, A. R. (2002). *The Measure of Man and Woman. Human Factors in Design*. . New York.
- Berger, & Fishman. (1998). *Lower Limb Prosthetics*. New York.
- Viladot, R.(1989). *Órtesis y Prótesis del Aparato Locomotor. Extremidad Inferior II*. Barcelona: Masson.

Sitios Web

- Ossur. (2009). *Ossur*. Recuperado el 30 de Septiembre de 2009, de www.ossur.com
- Ottobock. Recuperado el 30 de Septiembre de 2009, de www.ottobock.com

- Thor. Recuperado el 30 de Septiembre de 2009, de www.thorint.com
- Mahavir - Kmina. (2007). Recuperado el 30 de Septiembre de 2009, de <http://www.mahavir-kmina.org/>
- Orthopraxis. Recuperado el 30 de Septiembre de 2009, de <http://orthopraxis.com.co>
- College Park Industries (2009). Recuperado el 30 de Septiembre de 2009, de <http://www.college-park.com/>
- Arimed. (s.f.). *Arimed*. Recuperado el 20 de Septiembre de 2007, de <http://arimed.com/services/prosthetics>
- Modelo de Motor DC. (2023). *Sergio Castaño*. Recuperado el 04 de enero de 2023, de <https://controlautomaticoeducacion.com/analisis-de-sistemas/modelo-de-motor-dc/>

- Bateni, H., & Olney, S. J. (2002). *American Academy of Orthotists and Prosthetists*. Recuperado el 2007, de http://www.oandp.org/jpo/library/2002_01_002.asp
- Flavin, P. (15 de Agosto de 2007). *Frontier Communications*. Recuperado el 25 de Enero de 2000, de http://www.frontiernet.net/~imaging/gait_model.html
- Fundación.Mi.Sangre. (s.f.). *Fundación Mi Sangre*. Recuperado el 4 de Octubre de 2007, de www.fundacionmisangre.org
- Gestor-de-Contenidos. (04 de Julio de 2006). *Fundación Economía Global*. Recuperado el 30 de Septiembre de 2009, de http://www.innovacion.com.es/index.php?option=com_content&task=view&id=73&Itemid=28
- Holmes, J. B. (18 de Septiembre de 2008). *Amputee Coalition of America*. Recuperado el 07 de Agosto de 2007, de http://www.amputee-coalition.org/expectations/components_spa.html
- MindTools. (2009). *MindTools*. Recuperado el 30 de Septiembre de 2009, de http://www.mindtools.com/pages/article/newCT_02.htm
- Podo-ortosis. (s.f.). *Podo-ortosis*. Recuperado el 20 de Septiembre de 2007, de http://www.podoortosis.com/a_introduccion/c01.htm
- Rodríguez, C. F., & Torres, Y. (2005). *DSpace*. Recuperado el 2008, de http://dspace.uniandes.edu.co:5050/dspace/bitstream/1992/220/1/mi_1183.pdf
- Thompson, D. (30 de Agosto de 2006). *The University of Oklahoma Health Sciences Center*. Recuperado el 13 de Agosto de 2007, de <http://moon.ouhsc.edu/dthompsogait/pobmk/base.htm>

- Manrique, D. (Septiembre de 2006). *UN Periódico*. Recuperado el Febrero de 2008, de <http://historico.unperiodico.unal.edu.co/ediciones/69/14.htm>
- National.Instruments.Corporation. (s.f.). *National Instruments Corporation*. Recuperado el 2008, de <http://digital.ni.com/worldwide/latam.nsf/web/all/D864C2C25C7B5EE086256F490070432B>
- Noticyt. (22 de Enero de 2007). *Universia*. Recuperado el Febrero de 2008, de <http://www.universia.net.co/noticias/noticiadeldia/inteligencia,armoniaymecanicaunidosenunaprotesis.html>
- Ortoweb. (s.f.). *Ortoweb*. Recuperado el 18 de Septiembre de 2007, de <http://www.ortoweb.com/web/vista/index.php?modulo=diccionario&file=listado&inicial=p>

Artículos

- Collado, S. (2005). Plataformas Dinamométricas-Aplicaciones. *Biociencias* , 1-18.
- Delgado, L. J., Correal, S., & Salazar, I. (2006). Desarrollo de un Sistema Protésico para Personas con Amputación Transfemoral en Colombia. *Tesis*.
- Hafner, B., Sanders, J., Czernieck, J., & Fergason, J. (2002). Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: A review of energy concepts and a proposed nomenclature . *VA Research and Development* , 1-11.

- Centomo, H., Amarantini, D., Martin, L., & Prince, F. (2007). Muscle adaptation patterns of children with a trans-tibial. *Clinical Biomechanics* , 457–463.
- Hansen, A., Childress, D., Miff, S., Gard, S., & Mesplay, K. (2007). The human ankle during walking: implications for design of. *Journal of Biomechanic* .
- Normal Gait of Children. (2003). *Biomedical Engineering Applications, Basis & Communications Vol 15 No. 4* .
- “Sistema de control para asistir el movimiento de dorsiflexión de pie caído en la fase de oscilación de la marcha en pacientes hemipléjicos”, por Ana Cecilia Villa parra, proyecto de maestría en ingeniería electrónica, pontificia universidad javeriana (junio – 2011).
- “sistema de control para el modelo de una prótesis de tobillo” por José Israel Chamorro Acosta, trabajo de grado previo a la obtención del título de ingeniero en mecatrónica, Universidad Técnica Del Norte (2017).

Entrevistas

- Vélez, Jorge M. (2008). Pruebas de Usuario. (Maria. F. Berbesi, & Maria F. Suescum, Entrevistadores)
- Torres, Andrés. (Abril de 2008). Plataforma Dinamométrica. (Maria. F. Berbesi, & Maria. F. Suescum, Entrevistadores).
- Mejía, Mónica. (18 de Septiembre de 2009). Demanda y Cotización de Prótesis Transtibiales. (Maria F. Suescum, Entrevistador).

- Pineda, Fabio. (04 de 2007). Mecanismos. (Maria F. Berbesi, & Maria F. Suescum, Entrevistadores).

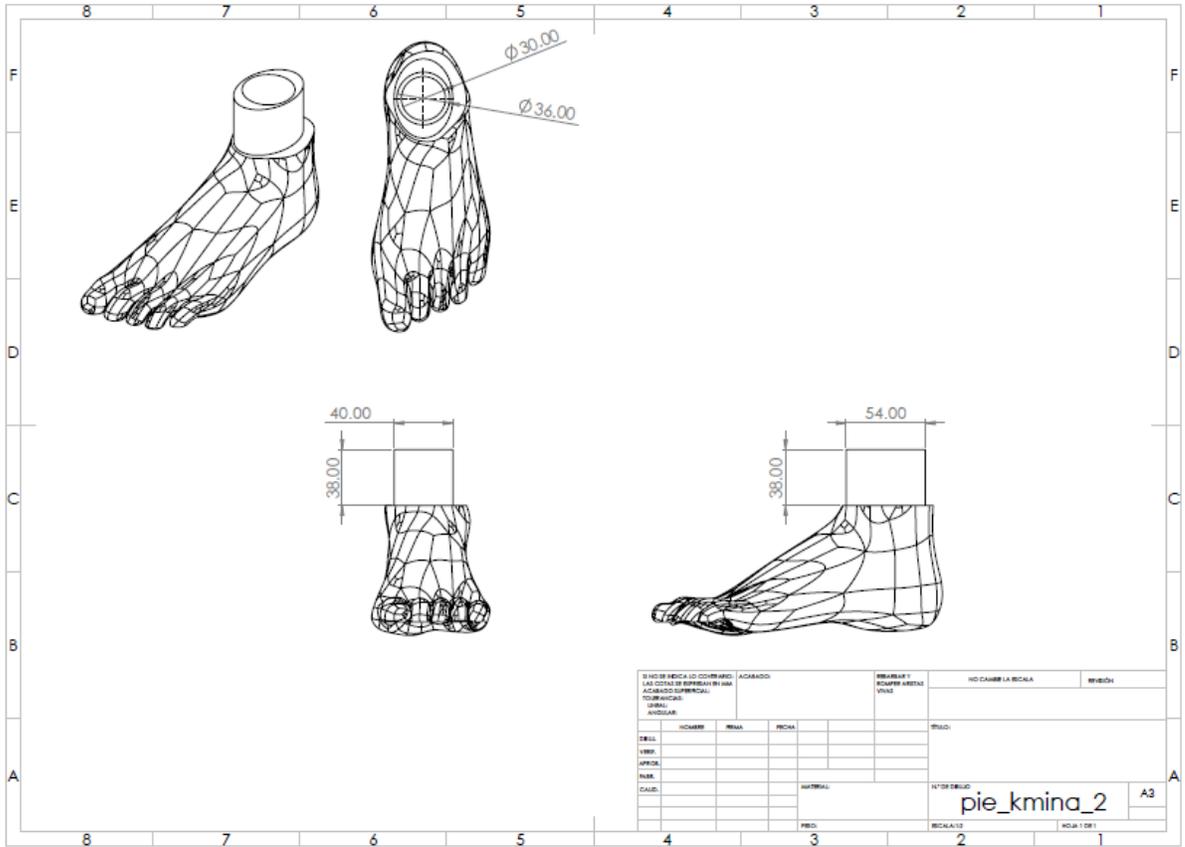
Informes

- (2006). *Plan de Discapacidad*. Bogotá.

Páginas de interés

- Motor. Página web, tomada el 19 de enero del 2023.
https://es.aliexpress.com/item/4000345146453.html?spm=a2g0o.detail.1000014.15.3c8d31f7c5w0SN&gps-id=pcDetailBottomMoreOtherSeller&scm=1007.14452.226710.0&scm_id=1007.14452.226710.0&scm-url=1007.14452.226710.0&pvid=e8763b0e-44ee-4fdc-91fa-9df0038ed2ea&_t=gps-id:pcDetailBottomMoreOtherSeller,scm-url:1007.14452.226710.0,pvid:e8763b0e-44ee-4fdc-91fa-9df0038ed2ea,tpp_buckets:668%232846%238113%231998&pdp_ext_f=%7B%22sku_id%22%3A%2212000020048100592%22%2C%22sceneId%22%3A%2230050%22%7D&pdp_npi=2%40dis%21COP%21179112.02%21121776.7%21%21%21%21%21%40210323a016715960857002480e3c79%211200020048100592%21rec&ad_pvid=202212202014457235267009192682417874_2
- Controlador pololu, Página web, tomada el 19 de enero del 2023.
<https://www.pololu.com/product/1451>
- Caja reductora, Página web, tomada el 19 de enero del 2023.
<https://es.aliexpress.com/i/4000891094997.html>
- Batería de potencia, Página web, tomada el 19 de enero del 2023.
<https://spanish.alibaba.com/p-detail/ZYE-1600227615495.html?spm=a2700.7724857.0.0.46da5da1WG0GeC>

Anexo 6



Anexo 6. Pie kmina 2.

Anexo 7

Anexo 7. La información de los parámetros de Simscape

```
% Simscape(TM) Multibody(TM) version: 7.3

% This is a model data file derived from a Simscape Multibody Import XML file using
the smimport function.
% The data in this file sets the block parameter values in an imported Simscape
Multibody model.
% For more information on this file, see the smimport function help page in the
Simscape Multibody documentation.
% You can modify numerical values, but avoid any other changes to this file.
% Do not add code to this file. Do not edit the physical units shown in comments.

%%VariableName:smiData

%===== RigidTransform =====%

%Initialize the RigidTransform structure array by filling in null values.
smiData.RigidTransform(15).translation = [0.0 0.0 0.0];
smiData.RigidTransform(15).angle = 0.0;
smiData.RigidTransform(15).axis = [0.0 0.0 0.0];
smiData.RigidTransform(15).ID = "";

%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
smiData.RigidTransform(1).translation = [25 210.000000000000003 0]; % mm
smiData.RigidTransform(1).angle = 2.0943951023931953; % rad
smiData.RigidTransform(1).axis = [-0.57735026918962584 -0.57735026918962584
0.57735026918962584];
smiData.RigidTransform(1).ID = 'B[acople_pierna-1:-
:Pieza1^Ensamblaje_final_proyecto_2_sin_M-1]';

%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
smiData.RigidTransform(2).translation = [-7.1054273576010019e-15
267.15181619188127 49.999999999999986]; % mm
smiData.RigidTransform(2).angle = 2.0943951023931953; % rad
smiData.RigidTransform(2).axis = [-0.57735026918962584 -0.57735026918962584
0.57735026918962584];
smiData.RigidTransform(2).ID = 'F[acople_pierna-1:-
:Pieza1^Ensamblaje_final_proyecto_2_sin_M-1]';

%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
```

```
smiData.RigidTransform(3).translation = [0 0 0]; % mm
smiData.RigidTransform(3).angle = 2.0943951023931953; % rad
smiData.RigidTransform(3).axis = [0.57735026918962584 -0.57735026918962584
0.57735026918962584];
smiData.RigidTransform(3).ID = 'B[acople_pierna-1:-:orquilla_cardan-2]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
smiData.RigidTransform(4).translation = [-4.2632564145606017e-14 0 -
6.3108872417680944e-30]; % mm
smiData.RigidTransform(4).angle = 2.0943951023931957; % rad
smiData.RigidTransform(4).axis = [-0.57735026918962584 -0.57735026918962573
-0.57735026918962573];
smiData.RigidTransform(4).ID = 'F[acople_pierna-1:-:orquilla_cardan-2]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
smiData.RigidTransform(5).translation = [15 15 0]; % mm
smiData.RigidTransform(5).angle = 2.0943951023931953; % rad
smiData.RigidTransform(5).axis = [0.57735026918962584 0.57735026918962584
0.57735026918962584];
smiData.RigidTransform(5).ID = 'B[cruceta_cardan-2:-:acople_pierna-1]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
smiData.RigidTransform(6).translation = [15.000000000000004 -40 -
1.4210854715202004e-14]; % mm
smiData.RigidTransform(6).angle = 2.0943951023931953; % rad
smiData.RigidTransform(6).axis = [0.57735026918962584 0.57735026918962584
0.57735026918962584];
smiData.RigidTransform(6).ID = 'F[cruceta_cardan-2:-:acople_pierna-1]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
smiData.RigidTransform(7).translation = [0 50 0]; % mm
smiData.RigidTransform(7).angle = 2.0943951023931953; % rad
smiData.RigidTransform(7).axis = [0.57735026918962584 -0.57735026918962584
0.57735026918962584];
smiData.RigidTransform(7).ID = 'B[orquilla_cardan_inferior_2-1:-:pie_kmina_2-1]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
smiData.RigidTransform(8).translation = [-0.49247788825681327
62.716333232593414 -42.560551048900457]; % mm
smiData.RigidTransform(8).angle = 2.0975270957588634; % rad
smiData.RigidTransform(8).axis = [0.57526415802024755 0.57839050324920893 -
0.57839050324878472];
```

```
smiData.RigidTransform(8).ID = 'F[orquilla_cardan_inferior_2-1:-:pie_kmina_2-1]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
```

```
%Rotation Method - Arbitrary Axis
```

```
smiData.RigidTransform(9).translation = [-7.5 -15 -7.5000000000000036]; % mm
```

```
smiData.RigidTransform(9).angle = 3.1415926535897931; % rad
```

```
smiData.RigidTransform(9).axis = [1 0 0];
```

```
smiData.RigidTransform(9).ID = 'B[orquilla_cardan-2:-:]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
```

```
%Rotation Method - Arbitrary Axis
```

```
smiData.RigidTransform(10).translation = [-17.5 72.151816191881224
```

```
57.499999999999943]; % mm
```

```
smiData.RigidTransform(10).angle = 1.5707963267948966; % rad
```

```
smiData.RigidTransform(10).axis = [-0 1 -0];
```

```
smiData.RigidTransform(10).ID = 'F[orquilla_cardan-2:-:]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
```

```
%Rotation Method - Arbitrary Axis
```

```
smiData.RigidTransform(11).translation = [0 5 15.000000000000007]; % mm
```

```
smiData.RigidTransform(11).angle = 3.1415926535897931; % rad
```

```
smiData.RigidTransform(11).axis = [1 0 0];
```

```
smiData.RigidTransform(11).ID = 'B[cruceta_cardan-2:-:orquilla_cardan_inferior_2-1]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
```

```
%Rotation Method - Arbitrary Axis
```

```
smiData.RigidTransform(12).translation = [0 40 14.999999999999993]; % mm
```

```
smiData.RigidTransform(12).angle = 3.1415926535897931; % rad
```

```
smiData.RigidTransform(12).axis = [1 0 0];
```

```
smiData.RigidTransform(12).ID = 'F[cruceta_cardan-2:-:orquilla_cardan_inferior_2-1]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
```

```
%Rotation Method - Arbitrary Axis
```

```
smiData.RigidTransform(13).translation = [15 15 0]; % mm
```

```
smiData.RigidTransform(13).angle = 2.0943951023931953; % rad
```

```
smiData.RigidTransform(13).axis = [-0.57735026918962584 -
```

```
0.57735026918962584 0.57735026918962584];
```

```
smiData.RigidTransform(13).ID = 'B[cruceta_cardan-2:-:orquilla_cardan-2]';
```

```
%Translation Method - Cartesian
```

```
%Rotation Method - Arbitrary Axis
```

```
smiData.RigidTransform(14).translation = [-3.0198066269804258e-14
```

```
40.000000000000014 -15.000000000000005]; % mm
```

```
smiData.RigidTransform(14).angle = 0; % rad
```

```
smiData.RigidTransform(14).axis = [0 0 0];
```

```

smiData.RigidTransform(14).ID = 'F[cruceta_cardan-2:-:orquilla_cardan-2]';

%Translation Method - Cartesian
%Rotation Method - Arbitrary Axis
smiData.RigidTransform(15).translation = [0 0 0]; % mm
smiData.RigidTransform(15).angle = 0; % rad
smiData.RigidTransform(15).axis = [0 0 0];
smiData.RigidTransform(15).ID =
'RootGround[Pieza1^Ensamblaje_final_proyecto_2_sin_M-1]';

%===== Solid =====%
%Center of Mass (CoM) %Moments of Inertia (Mol) %Product of Inertia (Pol)

%Initialize the Solid structure array by filling in null values.
smiData.Solid(6).mass = 0.0;
smiData.Solid(6).CoM = [0.0 0.0 0.0];
smiData.Solid(6).Mol = [0.0 0.0 0.0];
smiData.Solid(6).Pol = [0.0 0.0 0.0];
smiData.Solid(6).color = [0.0 0.0 0.0];
smiData.Solid(6).opacity = 0.0;
smiData.Solid(6).ID = "";

%Inertia Type - Custom
%Visual Properties - Simple
smiData.Solid(1).mass = 0.062246433702098675; % kg
smiData.Solid(1).CoM = [0 10.000000000000002 0]; % mm
smiData.Solid(1).Mol = [4.0127405011201551 4.4195153453485645
4.012740501120156]; % kg*mm^2
smiData.Solid(1).Pol = [0 -3.9371755900519088e-07 0]; % kg*mm^2
smiData.Solid(1).color = [0.65098039215686276 0.61960784313725492
0.58823529411764708];
smiData.Solid(1).opacity = 1;
smiData.Solid(1).ID = 'cruceta_cardan*:*Predeterminado';

%Inertia Type - Custom
%Visual Properties - Simple
smiData.Solid(2).mass = 0.02117395050415093; % kg
smiData.Solid(2).CoM = [-7.4106785267102112e-06 11.394252069470937 -
1.5778213287073755e-06]; % mm
smiData.Solid(2).Mol = [5.3633697205779312 2.3409146897233741
4.8970407486089442]; % kg*mm^2
smiData.Solid(2).Pol = [-1.4818845031959881e-06 6.6014638743629729e-08
3.7738107849098514e-06]; % kg*mm^2
smiData.Solid(2).color = [0.792156862745098 0.81960784313725488
0.9333333333333335];
smiData.Solid(2).opacity = 1;

```

smiData.Solid(2).ID = 'orquilla_cardan*:*Predeterminado';

%Inertia Type - Custom

%Visual Properties - Simple

smiData.Solid(3).mass = 0.14857318013386711; % kg

smiData.Solid(3).CoM = [-2.7696202801803112e-07 116.82775507882073 - 2.8830580173946174e-06]; % mm

smiData.Solid(3).Mol = [559.3969251560876 18.081478782150683

560.03540448815818]; % kg*mm^2

smiData.Solid(3).Pol = [3.8537620566943116e-05 -2.0441112322807772e-06 2.7761130870907997e-05]; % kg*mm^2

smiData.Solid(3).color = [0.792156862745098 0.81960784313725488

0.9333333333333335];

smiData.Solid(3).opacity = 1;

smiData.Solid(3).ID = 'acople_pierna*:*Predeterminado';

%Inertia Type - Custom

%Visual Properties - Simple

smiData.Solid(4).mass = 0.098429203673205137; % kg

smiData.Solid(4).CoM = [-25.000000000000018 284.93109240964048 50.000000000000007]; % mm

smiData.Solid(4).Mol = [63.033298331503765 51.015440689516282

72.401707308438276]; % kg*mm^2

smiData.Solid(4).Pol = [0 0 0]; % kg*mm^2

smiData.Solid(4).color = [0.792156862745098 0.81960784313725488

0.9333333333333335];

smiData.Solid(4).opacity = 1;

smiData.Solid(4).ID =

'Pieza1^Ensamblaje_final_proyecto_2_sin_M*:*Predeterminado';

%Inertia Type - Custom

%Visual Properties - Simple

smiData.Solid(5).mass = 0.010518620093294581; % kg

smiData.Solid(5).CoM = [-1.5313569165557906e-05 21.681123923434225 - 1.2643371846377712e-05]; % mm

smiData.Solid(5).Mol = [2.1546730281234789 1.4031769960304818

1.7040656528480314]; % kg*mm^2

smiData.Solid(5).Pol = [-4.4271861232365005e-07 2.4078785604331499e-08 2.6713411700186074e-06]; % kg*mm^2

smiData.Solid(5).color = [0.77647058823529413 0.75686274509803919

0.73725490196078436];

smiData.Solid(5).opacity = 1;

smiData.Solid(5).ID = 'orquilla_cardan_inferior_2*:*Predeterminado';

%Inertia Type - Custom

%Visual Properties - Simple

smiData.Solid(6).mass = 0.00048696354117578439; % kg

```

smiData.Solid(6).CoM = [2.7216782651671889 -34.038329685714203 -
4.6525326999207461]; % mm
smiData.Solid(6).Mol = [1.3149458796386149 1.1073970670040139
0.46212318128976898]; % kg*mm^2
smiData.Solid(6).Pol = [0.28528197641543029 0.0028255725488155869
0.012818124436097098]; % kg*mm^2
smiData.Solid(6).color = [0.99607843137254903 0.87058823529411766
0.76078431372549016];
smiData.Solid(6).opacity = 1;
smiData.Solid(6).ID = 'pie_kmina_2':*Predeterminado';

```

```

%===== Joint =====%
%X Revolute Primitive (Rx) %Y Revolute Primitive (Ry) %Z Revolute Primitive (Rz)
%X Prismatic Primitive (Px) %Y Prismatic Primitive (Py) %Z Prismatic Primitive (Pz)
%Spherical Primitive (S)
%Constant Velocity Primitive (CV) %Lead Screw Primitive (LS)
%Position Target (Pos)

```

```

%Initialize the RevoluteJoint structure array by filling in null values.
smiData.RevoluteJoint(4).Rz.Pos = 0.0;
smiData.RevoluteJoint(4).ID = "";

```

```

smiData.RevoluteJoint(1).Rz.Pos = 0; % deg
smiData.RevoluteJoint(1).ID = '[acople_pierna-1:-
:Pieza1^Ensamblaje_final_proyecto_2_sin_M-1]';

```

```

smiData.RevoluteJoint(2).Rz.Pos = 90.000000000000014; % deg
smiData.RevoluteJoint(2).ID = '[acople_pierna-1:-:orquilla_cardan-2]';

```

```

smiData.RevoluteJoint(3).Rz.Pos = 0; % deg
smiData.RevoluteJoint(3).ID = '[cruceta_cardan-2:-:orquilla_cardan_inferior_2-1]';

```

```

smiData.RevoluteJoint(4).Rz.Pos = 90; % deg
smiData.RevoluteJoint(4).ID = '[cruceta_cardan-2:-:orquilla_cardan-2]';

```

Anexo 8

Anexo 8. Código de control de la shield VNH5019.

```
#include "DualVNH5019MotorShield.h"
```

```
DualVNH5019MotorShield md;
```

```

void stopIfFault()
{
  if (md.getM1Fault())
  {
    Serial.println("M1 fault");
  }
}

```

```

    while(1);
  }
  if (md.getM2Fault())
  {
    Serial.println("M2 fault");
    while(1);
  }
}

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  Serial.println("Dual VNH5019 Motor Shield");
  md.init();
}

void loop()
{
  for (int i = 0; i <= 400; i++)
  {
    md.setM1Speed(i);
    stopIfFault();
    if (i%200 == 100)
    {
      Serial.print("M1 current: ");
      Serial.println(md.getM1CurrentMilliamps());
    }
    delay(2);
  }

  for (int i = 400; i >= -400; i--)
  {
    md.setM1Speed(i);
    stopIfFault();
    if (i%200 == 100)
    {
      Serial.print("M1 current: ");
      Serial.println(md.getM1CurrentMilliamps());
    }
    delay(2);
  }

  for (int i = -400; i <= 0; i++)
  {
    md.setM1Speed(i);
    stopIfFault();
    if (i%200 == 100)
    {
      Serial.print("M1 current: ");
      Serial.println(md.getM1CurrentMilliamps());
    }
    delay(2);
  }

  for (int i = 0; i <= 400; i++)
  {
    md.setM2Speed(i);

```

```

stopIfFault();
if (i%200 == 100)
{
    Serial.print("M2 current: ");
    Serial.println(md.getM2CurrentMilliamps());
}
delay(2);
}

for (int i = 400; i >= -400; i--)
{
    md.setM2Speed(i);
    stopIfFault();
    if (i%200 == 100)
    {
        Serial.print("M2 current: ");
        Serial.println(md.getM2CurrentMilliamps());
    }
    delay(2);
}

for (int i = -400; i <= 0; i++)
{
    md.setM2Speed(i);
    stopIfFault();
    if (i%200 == 100)
    {
        Serial.print("M2 current: ");
        Serial.println(md.getM2CurrentMilliamps());
    }
    delay(2);
}
}

```

Anexo 9

Anexo 9. Código de Matlab.

```

%% Parámetros de la planta flexión
% J=0.0037;
% m=0.1728;
% d=0.024;
% k=0.5;
% g=9.8;
J= -16183417379644283000/21660512767801137561600;
%m= 0.9715;
m= 5.9715;
d= 0.034;
k=0.5;
g=9.8;
% Parámetros del motor
Kt=0.113;
Ke= 0.115;
R=13;

```

```

L=0.01;
% Kt=0.0164;
% Ke= 0.021;
% R=1.115;
% L=0.0245;
% Kt=0.137;
% Ke= 0.021;
% R=6.46;
% L=0.0017;
%Representación del sistema lineal en el espacio de estados
A1 = [0 1 0
-(m*g*d)/(J+m*d^2) -k/(J+m*d^2) Kt/(J+m*d^2)
0 -Ke/L -R/L];
B1 = [0; 0; 1/L];
C1 = [1 0 0];
D1 = [0];
% A1 = [0 1 0
% -50.292 -23.6 300.6
% 0 -1.15 -1300];
% B1 = [0; 0; 100];
% C1 = [1 0 0];
% D1 = [0];
Modelo_ss1 = ss (A1, B1, C1, D1) %Modelo en espacio de estados
% Función de transferencia
[num, den] =ss2tf (A1, B1, C1, D1)
G1=tf (num, den)
%step(G1)

%% Parámetros de la planta abducción
%J=0.00531343;
J= 3936000916699006731541/11090182537114182431539200
%m=0.9715;
m=5.9715;
d=0.0034;
k=0.5;
g=9.8;
% Parámetros del motor
Kt=0.113;
Ke=0.115;
%R=1.3;
R=13;
L=0.01;
% Kt= 0.0164;
% Ke= 0.021;
% R=1.115;
% L=0.0245;
% Kt=0.137;

```

```

% Ke= 0.021;
% R=6.46;
% L=0.0017;
% Representación del sistema lineal en el espacio de estados
A2 = [0 1 0
-(m*g*d)/(J+m*d^2) -k/(J+m*d^2) Kt/(J+m*d^2)
0 -Ke/L -R/L];
B2 = [0; 0; 1/L];
C2 = [1 0 0];
D2 = [0];
% A2 = [0 1 0
-1.292 -50.6 266.6
0 -11.5 -1300];
% B2 = [0; 0; 100];
% C2 = [1 0 0];
% D2 = [0];
Modelo_ss2 = ss (A2, B2, C2, D2) %Modelo en espacio de estados
% Función de transferencia
[num, den] =ss2tf (A2, B2, C2, D2)
G2=tf (num, den)
%% control para flexión y pronación
s = tf('s')
C1M=( 7211*s^2 + 4.087e05*s + 3.114e06)/(s^2 + 4405*s) % control para flexión
C2M=(697.8*s^2 + 2.407e04*s + 9.42e04)/(s^2 + 314*s) % control para pronación

%% funcion tranferencia v - t
format long
s = tf('s')
% Kt1=0.0225;
% Ke1= 0.0012;
% R=37.5;
% L1=0.00137;
% Ka=Ke1
% Jm=0.02
% B=0.02
% Km=Kt1
Kt1=2.291831181;
Ke1=0.012;
R=2;
L1=0.025;
Ka=Ke1
Jm=0.0015;
B=0.0035;
Km=Kt1
Tfm= (Km*(Jm*s+B))/(L1*Jm*s^2 + (R*Jm+L1*B)*s + R*B + Km*Ka)
% [numM]=[Km*Jm, Km*B]
% [denM]=[L1*Jm , (R*Jm+L1*B), R*B , Km*Ka]

```

%% ecuacion de flexion

```
A3 = [  
0 1 0 0 0 0 0 0 0 0;  
-1.36E+00 -2.93E+05 -43.993.95E+03 4.23E-01 2.87E+04 3.55E-12  
16.77 -1.27E+05 -2.95E+05;  
0 0 0 1 0 0 0 0 0 0;  
173.8 3953 4.82E+00 -2.80E+05 -69.13-1016 4.00E-12 -2573 8.95E+06  
2.09E+07;  
0 0 0 0 0 1 0 0 0 0;  
4.21E-01 2.87E+04 75.48 -1016 5.83E-01 -1.38E+05 -2.84E-11 -  
6.598 3.25E+04 7.58E+04;  
0 0 0 0 0 0 0 1 0 0;  
-5.663 16.77 0.03457 -2573 0.4944 -6.60E+00 -2.19E-12 -390  
8.23E+04 1.92E+05;  
0 0 0 0 0 0 0 0 -82.32-920;  
0 0 0 0 0 0 0 0 1 0;  
]
```

B3 = [

```
0;  
0;  
0;  
0;  
0;  
0;  
0;  
0;  
0;  
0;  
1;  
0;  
]
```

C3= [0 0 1 0 0 0 0 0 0 0 0]

D3=[0]

Modelo_ss3 = ss (A3, B3, C3, D3) %Modelo en espacio de estados

% Función de transferencia

[num3, den3] =ss2tf (A3, B3, C3, D3)

G3=tf (num3, den3)

%% ecuacion de pronacion

format shortG

```
A4 = [  
0 1 0 0 0 0 0 0 0 0;  
125.4 -2.93E+05 0.3952 3953 1.20E+04 2.87E+04 1.42E-11  
16.77 -9.18E+05 -2.14E+06;  
0 0 0 1 0 0 0 0 0 0;  
163.2 3953 -89.58-2.80E+05 -392.8-1016 0 -2573 3.25E+04 7.58E+04;  
0 0 0 0 0 1 0 0 0 0;  
-959 2.87E+04 206.2 -1016 -1164 -1.38E+05 -2.84E-11 -6.5984.42E+06  
1.03E+07;  
0 0 0 0 0 0 0 1 0 0;  
]
```

```

-6.444 16.77 -7.03 -2570 1.812 -6.598-7.11E-12 -390 211.2 492.7;
0 0 0 0 0 0 0 0 -82.32-920;
0 0 0 0 0 0 0 0 1 0;
]
B4 = [
0;
0;
0;
0;
0;
0;
0;
0;
0;
0;
1;
0;
]
C4= [0 0 0 0 1 0 0 0 0 0]
D4=[0]
Modelo_ss4 = ss (A4, B4, C4, D4) %Modelo en espacio de estados
% Función de transferencia
[num4, den4] =ss2tf (A4, B4, C4, D4)
G4=tf (num4, den4)

```

Anexo 10

Anexo 10. Acotación de la caja reductora.

