

**SIMULACIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE
MARCHA EN NIÑOS**

ANDRES FELIPE CRISTANCHO MANJARRES

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA
2019**

**SIMULACIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE
MARCHA EN NIÑOS**

ANDRES FELIPE CRISTANCHO MANJARRES

**TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**Director:
MSc. SERGIO ALEXANDER SALINAS**

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA
2019**

Hoja de Aprobación

Director _____
MSc. Sergio Alexander Salinas

Jurado _____

Jurado _____

Mi agradecimiento principal es para Dios, que por medio su voluntad y bendición todo esto fue posible.

Agradezco en especial a mis padres Danerys Manjarres y Miguel Crisanchó, por el regalo grandioso de la vida y por apoyarme incondicionalmente en el transcurso de mi carrera brindándome consejos y ejemplo de vida y de trabajo, A mi novia por acompañarme y darme fortaleza para día a día continuar, A la UPB, en especial a los docentes de la carrera de Ingeniería Electrónica por darme una excelente formación académica para conseguir el éxito a nivel profesional, al docente Sergio Salinas , director de este proyecto respectivamente , por el labor de seguimiento y correcciones sugeridas de manera acertada en el transcurso de este proyecto.

A mis amigos quienes estuvieron siempre en los momentos difíciles, apoyándome con sus palabras de aliento, enseñando y brindándome su incondicional compañía.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN.....	6
1 MARCO TEÓRICO.....	3
1.1 REHABILITACION EN LA MARCHA.....	3
1.2 PARALISIS CEREBRAL INFANTIL.....	4
1.3 EXOESQUELETOS	4
1.4 SIMULACIÓN TRIDIMENSIONAL POR COMPUTADOR.....	5
1.5 MODELOS GEOMÉTRICOS.....	6
1.5.1 MODELO GEOMÉTRICO DIRECTO.....	7
1.5.2 MODELO GEOMÉTRICO INVERSO.....	7
1.6 MODELOS DINÁMICOS	8
1.6.1 MODELO DINÁMICO INVERSO	8
1.6.2 MODELO DINÁMICO DIRECTO	9
1.7 TRAYECTORIA DEL TOBILLO	9
2 MODELADO GEOMÉTRICO DEL EXOESQUELETO.....	12
2.1 ESTRUCTURA CINEMÁTICA.....	13
2.2 MODELO GEOMÉTRICO DIRECTO(MGD).....	14
2.3 MODELO GEOMÉTRICO INVERSO(MGI).....	15
2.4 PRUEBA DEL MODELO GEOMETRICO	17
3 MODELO DINAMICO DEL EXESQUELETO.....	19
3.1 PARÁMETROS DINÁMICOS	19
3.2 MODELO DINÁMICO INVERSO(MDI)	22
3.3 MODELO DINÁMICO DIRECTO	26
4 SIMULACION TRIDIMENSIONAL DEL EXOESQUELETO	27
4.1 PIEZAS EN SOLIDWORKS	29
4.2 ENSAMBLE DE PIEZAS	33
4.3 TRAYECTORIAS	37
4.4 SIMULACIÓN TRIDIMENSIONAL.....	40
5 CONCLUSIONES	46
6 TRABAJOS FUTUROS.....	47
7 BIBLIOGRAFÍA	48

RESUMEN GENERAL DE TRABAJO DE GRADO

TITULO: SIMULACIÓN DE UN EXOSQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MARCHA EN NIÑOS

AUTOR(ES): ANDRES FELIPE CRISTANCHO MANJARRES

PROGRAMA: Facultad de Ingeniería Electrónica

DIRECTOR(A): SERGIO ALEXANDER SALIANAS

RESUMEN

Este proyecto muestra la simulación tridimensional de un exoesqueleto ya existente, para rehabilitación de marcha en niños, usando los modelos matemáticos de dicho exoesqueleto. Se trabajó con las medidas reales, siguiendo las metodologías de Khalil-Kleinfinger y Paul, hallando sus modelos geométricos, luego, se trabajó sobre sus modelos dinámicos, para los cuales, se usó la metodología de Newton-Euler, una vez obtenidos estos dos modelados, se hizo la simulación tridimensional del exoesqueleto estudiado, y finalmente se analizó su comportamiento al introducir trayectorias de una marcha humana.

PALABRAS CLAVE:

Exoesqueleto, modelos matemáticos, robótica, rehabilitación de marcha, simulación por computador.

Vº Bº DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO

GENERAL SUMMARY OF WORK OF GRADE

TITLE: EXOSKELETON SIMULATION FOR CHILDREN WALKING REHABILITATION

AUTHOR(S): Andrés Felipe Cristiancho Manjarres

FACULTY: Facultad de Ingeniería Electrónica

DIRECTOR: Sergio Alexander Salinas

ABSTRACT

One of the objectives in this project was to obtain the three-dimensional simulation for an existing exoskeleton for children walking rehabilitation, focusing on the mathematical model for such exoskeleton, working with actual measures, following methodologies by Khalil-Kleininger and Paul, finding their geometric models, then, working on their dynamic models, for which, the Newton-Euler methodology was used, once the two modeling were obtained, the simulation for the studied three-dimensional exoskeleton was conducted, and finally its behavior was analyzed using its mathematical models.

KEYWORDS:

exoskeleton, mathematical models, robotics, march rehabilitation, computer simulation

V° B° DIRECTOR OF GRADUATE WORK

INTRODUCCIÓN

El ser humano siempre se ha interesado por controlar y mejorar los procesos concernientes a la salud de la misma humanidad e incluso de otros seres vivos que habitan el planeta Tierra(Forero, 2014).

La medicina y la electrónica han ido de la mano en la consecución de dichos objetivos. Hoy en día es posible monitorear fenómenos como la cantidad de azúcar en la sangre, crecimiento de células cancerígenas o la implementación de cirugías poco invasivas gracias a los avances de la tecnología (“Mediasn 2017;21(5): 574”, 2017).

La ingeniería biomédica se ha encargado de investigar, construir, probar e implementar procedimientos o equipos que permitan asegurar una mejora en la eficacia de procedimientos que en el pasado no han logrado su finalidad total o han dado lugar a efectos secundarios no deseados. Uno de los avances de mayor consideración en este campo, es el diseño y construcción de exoesqueletos, que son herramienta fundamental a la hora de corregir y mejorar la marcha humana, debido a que por diversas situaciones se puede ver afectado el crecimiento o la marcha de un ser humano. De igual forma, los exoesqueletos son una herramienta eficaz en los procesos de rehabilitación de pacientes con algún tipo de problema de movilidad en sus extremidades inferiores y/o superiores. Estos procesos se realizan con la finalidad de reintegrar al paciente a sus actividades cotidianas. Los exoesqueletos han sido definidos como dispositivos adaptables a la estructura física del cuerpo humano, que permiten corregir posturas y movimientos debido a su diseño (Lugo-Gonzalez, Ponce Cruz, Montiel, & Sanchez Velazco, 2017).

Los pacientes con parálisis cerebral se ven afectados con necesidades básicas como lo es la capacidad motriz, el desplazamiento y el acceso a diferentes lugares (Bayon & Raya, 2016). Por tal motivo, los diversos entes de salud, gubernamentales e instituciones educativas se han visto en la necesidad de desarrollar e investigar continuamente instrumentos y mecanismos que permitan la solución a estos problemas.

Existen exoesqueletos que han generado beneficio acelerado en el mejoramiento de problemas neuro-motrices. Una solución a ello se trata del proyecto de CP-Walker la cual es una plataforma que combina un andador inteligente (Bayón, E. Rocon, & O. Ramírez, 2015), un exoesqueleto e interfaz grafica con el fin de lograr una interacción humano-robot para acortar el tiempo

de recuperación postquirúrgica de infantes con parálisis cerebral, la cual fue desarrollada en España (Bayón et al., 2015).

En Colombia, en los últimos años se han llevado a cabo estudios que han permitido el desarrollo de exoesqueletos utilizados en rehabilitación. Por ejemplo, la Universidad Pontificia Bolivariana ha investigado y construido un prototipo de un exoesqueleto en el laboratorio de Bioingeniería, Señales y Microelectrónica, este proyecto fue diseñado por estudiantes de la facultad de Ingeniería Electrónica, con el principal enfoque en el mejoramiento de la marcha de infantes (J. Cornejo & Santana, 2014). Este dispositivo presentaba inconsistencias en el análisis y simulación del modelo matemático que permitiera la correcta construcción del prototipo.

Este trabajo de grado tomó como punto de partida dicho exoesqueleto y abordó el análisis, la simulación y el diseño de los modelos geométricos y dinámicos enfocados en mejorar la marcha que este dispositivo. En este documento se encontrará la información detallada de los estudios y los conceptos básicos tomados como base para el desarrollo de los objetivos generales y específicos del proyecto.

OBJETIVO GENERAL

Desarrollar una simulación tridimensional por computador de un exoesqueleto para rehabilitación de marcha en niños, ubicado en el laboratorio de Bioingeniería, Señales y Microelectrónica de la universidad, a partir de la obtención de sus modelos matemáticos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar el modelado geométrico del exoesqueleto ubicado en el laboratorio de Bioingeniería, Señales y Microelectrónica de la Universidad Pontificia Bolivariana usando sus medidas reales y siguiendo las metodologías de Khalil-Kleinfinger y Paul.
- Obtener el modelado dinámico del exoesqueleto ubicado en el laboratorio de Bioingeniería, Señales y Microelectrónica de la Universidad Pontificia Bolivariana siguiendo la metodología de Newton-Euler.
- Construir un entorno de simulación tridimensional que permita observar el comportamiento del exoesqueleto por medio de los modelos matemáticos obtenidos.

1 MARCO TEÓRICO

1.1 REHABILITACIÓN EN LA MARCHA

La marcha humana es el modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores (Dra. Marcos, 2011), es un proceso que se aprende durante el crecimiento y es influenciado por variables en el ambiente. Este proceso, según Rodríguez, se define como una sucesión de pasos, entendiéndose por pasos las acciones y movimientos producidos entre el choque de talón de un pie y el choque de talón del pie contralateral (Rodríguez Claudio, 2012).

Esta habilidad es desarrollada por medio de la imitación y del método del prueba-error, por ende, la marcha es un elemento fundamental para el desarrollo psicomotor del niño (J. Cornejo & Santana, 2014).

El detalle del desarrollo de la marcha del ser humano, durante las primeras etapas de vida se puede apreciar en la tabla 1:

Tabla 1. Desarrollo de marcha en niños

Meses	Desarrollo
2 primeros meses	Marcha automática
7 meses	Reptación o rastreo
10 meses	Gateo (Abdomen muy próximo al suelo)
11-12 meses	Gateo de oso
13-15 meses	Marcha independiente
5-7 años	Marcha parecida a la de un adulto

Collado, Susana., (2005). Desarrollo de la marcha. Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud.

Las etapas del proceso de marcha son las siguientes: Posición inicial -momento en que se usan ambas extremidades inferiores para el apoyo del cuerpo-, impulso, balanceo -momento de apoyo usando una extremidad inferior-, apuntalamiento o refrenamiento, apoyo -se refiere al momento en que la extremidad opuesta está en balanceo-. En otras palabras, mientras una de las extremidades está en la etapa de apoyo, la otra está en balanceo, a continuación, existe un breve momento en el cual el cuerpo está en posición inicial y el ciclo se repite (Rodríguez Claudio, 2012).

1.2 PARÁLISIS CEREBRAL INFANTIL

Las malformaciones en el embarazo y la parálisis cerebral son algunos de las situaciones que pueden alterar el desarrollo de la marcha en los seres humanos. La parálisis cerebral infantil, es una de las causas más frecuentes cuando hablamos de la discapacidad motora en niños, debido a una lesión en el cerebro, bien sea durante el desarrollo del feto o durante sus primeros años de vida (Gómez-López, Jaimes, Palencia Gutiérrez, Hernández, & Guerrero, 2013) (Servicio de NeuroRehabilitación Vithas, 2018).

Por otra parte, pacientes con problemas de neurodesarrollo o trastornos neuromusculares presentan una serie de procesos patológicos, cuya semiología más común es (Rodríguez Claudio, 2012): El dolor, ya que las reacciones fisiológicas alteran la marcha introduciendo elementos como limitación en el movimiento y debilidad muscular; los tejidos restringen las posturas normales y el rango de movimiento durante la marcha; y las contracturas de los músculos o retracción es la consecuencia de una inmovilidad prolongada o como consecuencia de una lesión.

En relación con lo anterior, existen diversas formas para la clasificación de las alteraciones de la marcha por patologías, de acuerdo con su etiología, diagnóstico o fase de la marcha alterada. Según la región anatómica afectada, se encuentran alteraciones de tobillo, en rodilla, en cadera y en plano transversal (J. Cornejo & Santana, 2014).

De esta forma, se concibe el término de rehabilitación de marcha como una terapia con repetición del movimiento que facilita la conexión entre neuronas afectadas (Rodríguez Claudio, 2012) (J. Cornejo & Santana, 2014).

La rehabilitación es un proceso de duración limitada y con objetivos definidos como mejorar el equilibrio y la coordinación del paciente, encaminado a permitir que una persona con deficiencia alcance un nivel físico, mental y/o social funcional óptimo, proporcionándole así los medios para modificar su propia vida. Puede comprender medidas encaminadas a compensar la pérdida de una función o una limitación funcional (Ayala, 2012). Un ejemplo de lo anterior es el entrenamiento robótico (J. Cornejo & Santana, 2014).

1.3 EXOESQUELETOS

Los exoesqueletos consisten en un mecanismo estructural externo articulado a la persona y cuyos empalmes y eslabones corresponden a las de la parte del

cuerpo humano que emula. Lo más importante, entre estas nuevas interfaces entre humano-robot, es que el contacto entre el beneficiario y el exoesqueleto permite transferir potencia mecánica y señales de información, por lo tanto, se debe lograr un diseño lo más ergonómico posible para prevenir lesiones en el beneficiario (Readman, 2015)(Ayala, 2012).

La idea del exoesqueleto no es algo novedoso, y con el paso de la historia se han realizado numerosos diseños y prototipos. Entre 1960 y 1970, la Universidad de Belgrado desarrolló los primeros modelos bajo la dirección de Vukobratovic, los cuales estaban orientados a brindar movilidad a pacientes parapléjicos de acuerdo a trayectorias predefinidas computacionalmente, suprimiendo completamente la influencia del humano sobre el exoesqueleto (Grosso & Tibaduiza, 2009).

Por lo general, la construcción de estos dispositivos está basada en ortesis, que son aparatos externos aplicados en el cuerpo para modificar las características funcionales o estructurales del sistema muscular, neuronal y esquelético (APTOCA, 2018). Y, dependiendo de su funcionamiento, se pueden clasificar en:

- Activas: su funcionamiento consiste en un mecanismo estructural externo aplicado a la persona, lo que permite un contacto mejor entre el humano y el exoesqueleto, transfiriendo una señales y potencia mecánica (Ing. Gómez H, Ing. Carrillo, & MSc. Archila D, 2010).
- Pasivas: son sistemas mecánicos que pretenden mantener un segmento del aparato locomotor en determinada posición (Gonzales Z, 2013).

1.4 SIMULACIÓN TRIDIMENSIONAL POR COMPUTADOR

La simulación es el proceso por el cual se puede diseñar y desarrollar un modelo totalmente computarizado de un sistema o un elemento, el cual nos lleva a realizar experimentos, con el propósito de poder entender el comportamiento del sistema más a fondo y poder evaluar estrategias que nos puedan ayudar para el desarrollo del sistema.

En estos últimos años hubo un gran avance en la capacidad de efectuar cálculos, un factor que ayudó a que las imágenes o gráficos en 3D sean cada vez más precisos. En la actualidad, se usan estos gráficos en 3D para crear animaciones, películas, juegos, realidad virtual y diseño de sistemas (Loaiza Gómez & Vega Uribe, 2012).

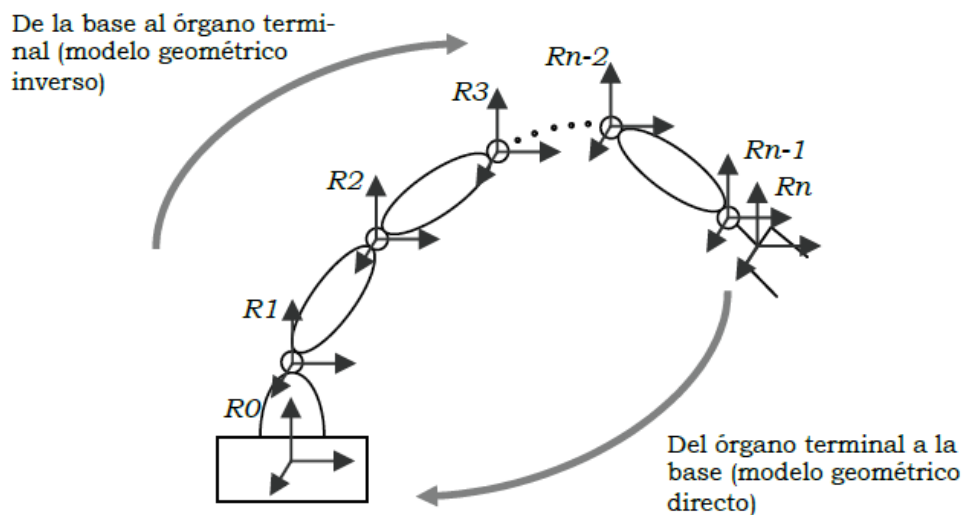
1.5 MODELOS GEOMÉTRICOS

Actualmente, se trabaja con dos métodos para la representación gráfica de un robot, siendo el método de análisis de un robot el cual conlleva a la construcción del exoesqueleto. El modelo geométrico se refiere de manera precisa, a ilustrar características físicas del robot en un sistema de coordenadas referenciado a cada articulación. El método más antiguo y comúnmente usado para este modelado es conocido como Denavit-Hartenberg (1955), sin embargo, la limitación de dicho método en cuanto a estructuras robóticas más complejas permitió el desarrollo de un método alternativo conocido como el método Khalil-Kleininger (1986), siendo este procedimiento más general.

Para comenzar con este análisis, es necesario sobreponer la estructura sobre el plano cartesiano X y Z, el semi eje Y se puede descartar, siendo que, el eje de la articulación j rota o se traslada sobre el semi eje Z (Vivas, 2010).

En la Figura 1 se puede apreciar la representación gráfica del brazo robótico, sus juntas, las rotaciones y el alcance del eslabón final.

Figura 1. Sistema de coordenadas para cada articulación.



O. Vivas, *Diseño y control de robots industriales: teoría y práctica*. Buenos Aires, 2010.

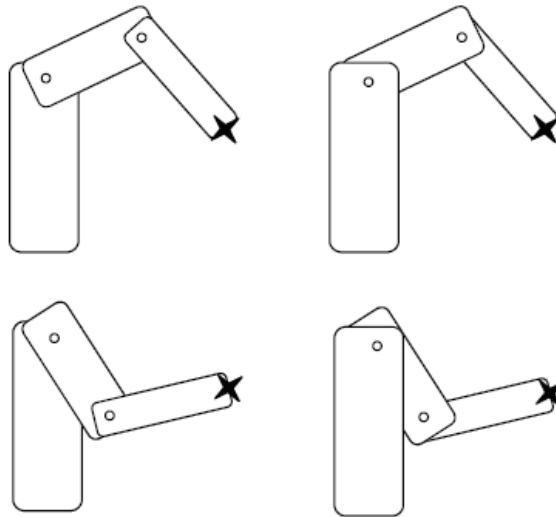
1.5.1 MODELO GEOMÉTRICO DIRECTO

El modelo geométrico directo permite que, una vez conocidas las posiciones articulares de cada articulación de un robot, sea posible obtener la posición cartesiana y la orientación del extremo terminal. Esto permite al programador saber con exactitud dónde se encuentra el órgano terminal del robot en cada momento, sin hacer uso de un sistema de visión (Vivas, 2010).

1.5.2 MODELO GEOMÉTRICO INVERSO

Este modelo provee todas las soluciones posibles del cálculo de las coordenadas articulares, correspondientes a una situación cartesiana determinada. Es decir, para una posición y orientación deseadas del órgano terminal, el modelo geométrico inverso entrega todas las posibles soluciones de las posiciones articulares con el fin de alcanzar esa situación deseada. La dificultad de este modelo yace en el hecho de que, para una posición cartesiana deseada, pueden existir múltiples soluciones para las posiciones articulares. Esto puede observarse en la Figura 2, donde la posición deseada marcada con una cruz puede alcanzarse a través de diferentes movimientos de las articulaciones involucradas. Para hallar el modelo geométrico inverso existen varios métodos (Buchberger, 1987; Raghavan and Roth, 1990; Manocha and Canny, 1992), el más general y conveniente a la mayoría de los robots industriales es el método de Paul (1981). Para el estudio de este documento se usó el método de Paul (Vivas, 2010).

Figura 2. Diferentes movimientos realizados para alcanzar una posición deseada.



O. Vivas, *Diseño y control de robots industriales: teoría y práctica*. Buenos Aires, 2010.

1.6 MODELOS DINÁMICOS

La dinámica del robot se refiere al concepto que relaciona el movimiento del robot y las fuerzas implicadas en el mismo. Este modelo establece relaciones matemáticas entre las coordenadas articulares (posiciones finales del extremo del robot), sus derivadas (velocidad, aceleración), fuerzas y pares aplicados en las articulaciones y los parámetros del robot (masas de los eslabones, inercias, entre otros). La obtención de este modelo para mecanismos de uno o dos grados de libertad es relativamente simple. por otro lado, a medida que el número de grados de libertad aumenta, el modelo dinámico se complica exponencialmente (Barrientos, Peñin, Balaguer, & Aracil, 1997)

Existen diferentes metodologías para obtener este modelado, las cuales son Lagrange-Euler (Khalil, 2002), el algoritmo de Newton-Euler (Khalil, 2002), el cual se usará en el proyecto por su fácil aplicación a los sistemas computacionales.

1.6.1 MODELO DINÁMICO INVERSO

El método de Newton-Euler permite obtener un conjunto de ecuaciones recursivas hacia delante de velocidad y aceleración lineal y angular las cuales están referidas a cada sistema de referencia articular. Las posiciones, velocidades y aceleraciones en cada elemento se propagan hacia adelante desde el sistema referencia hasta el eslabón final.

$$\Gamma = A(q)qpp + C(q, qp)qp + Q(q)$$

donde **A** es la matriz de masa e inercia y se puede observar la relación que hay entre el torque y la aceleración que es de segundo orden a lo que se debe a la ley de newton $f = m\ddot{x}$ que describe la fuerza y la aceleración de una partícula.

$$\Gamma = A(q)qpp$$

En el caso de un robot aparecen dos términos que son las fuerzas centrífugas o de Coriolis $C(q, qp)qp$ y las fuerzas de gravedad $Q(q)$ estos hechos se deben a que un robot es más complejo que solo una partícula.

$$C(q, qp)qp + Q(q)$$

1.6.2 MODELO DINÁMICO DIRECTO

Este modelo es el que expresa la evolución temporal de las coordenadas articulares en función de sus fuerzas y pares que intervienen en el robot (Barrientos et al., 1997).

El modelo dinámico es el que contiene tanto la información geométrica y dinámica del robot con el que se trabaja, matemáticamente se define como la relación entre las fuerzas aplicadas a sus actuadores. Este modelo normalmente se usa para la simulación del robot, diseños, dimensiones de sus actuadores y la evaluación del control dinámico del robot (Barrientos et al., 1997).

1.7 TRAYECTORIA DEL TOBILLO

El tobillo es la articulación del cuerpo humano que es muy particular y diferente al resto de las articulaciones ya que soporta siete veces el peso corporal e interactúa directamente con la superficie de contacto lo cual eleva significativamente la complejidad de su funcionamiento.

La descripción de la marcha humana se puede llevar a cabo si analizamos la trayectoria del tobillo durante un ciclo de la marcha humana. Esto se puede describir mediante puntos específicos, que son consistentes en ambas

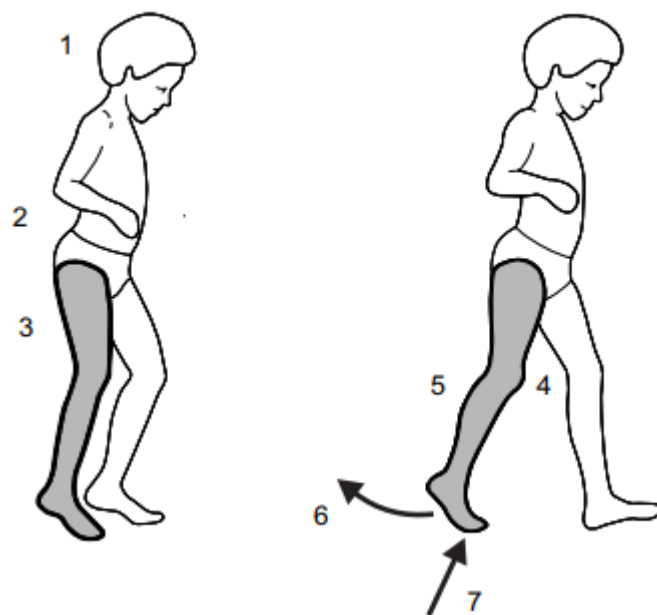
extremidades de este(Calva Yañez & Calderon Romero, 2016)(Tsuge & Michael McCarthy, 2016)(Govea et al., 2014).

Según el artículo: '*Dinamics of human gait*'(Vaughan, Davis, & Connor, 1999), se siguen las siguientes secuencias.

1. Registro y activación del comando de marcha en el sistema nervioso central.
sistema
2. Transmisión de las señales de marcha al sistema nervioso periférico.
3. Contracción de los músculos que desarrollan tensión.
4. Generación de fuerzas en, y a través de las articulaciones sinoviales.
5. Regulación de las fuerzas y momentos articulares por los segmentos esqueléticos rígidos. Basados en su antropometría.
6. Desplazamiento (es decir, movimiento) de los segmentos de una manera que se reconoce como marcha funcional
7. Generación de fuerzas de reacción del suelo.

En la Figura 3 se puede observar la representación de los pasos mencionados anteriormente

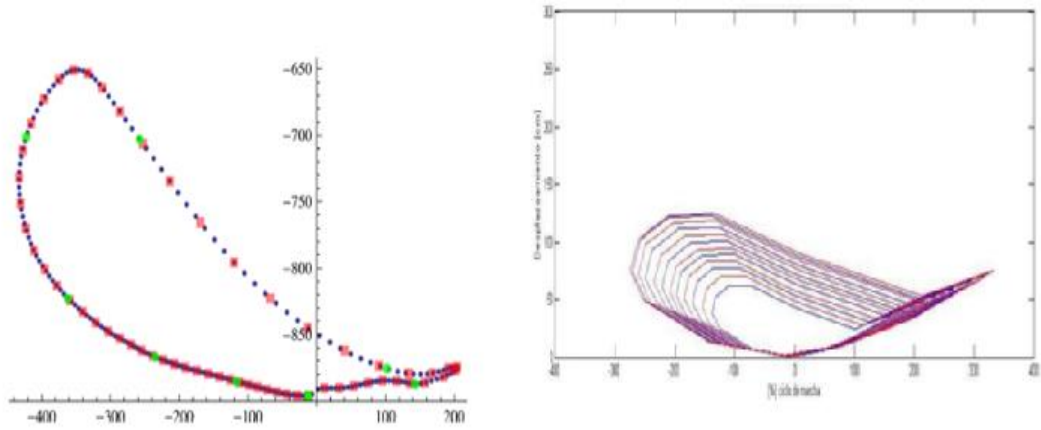
Figura 3 La secuencia de siete eventos que llevan a caminar.



C. Vaughan, B. Davis, y J. Connor, *DYNAMICS OF HUMAN GAIT*, Second Edi.

La trayectoria final del tobillo se observa en la Figura 4.

Figura 4. Trayectoria de tobillo



M. Calva Yañez y F. Calderon Romero, "Modelo para la parametrización de trayectoria de tobillo en plano sagital, durante la marcha", pp. 26–29, 2016.

2 MODELADO GEOMÉTRICO DEL EXOESQUELETO

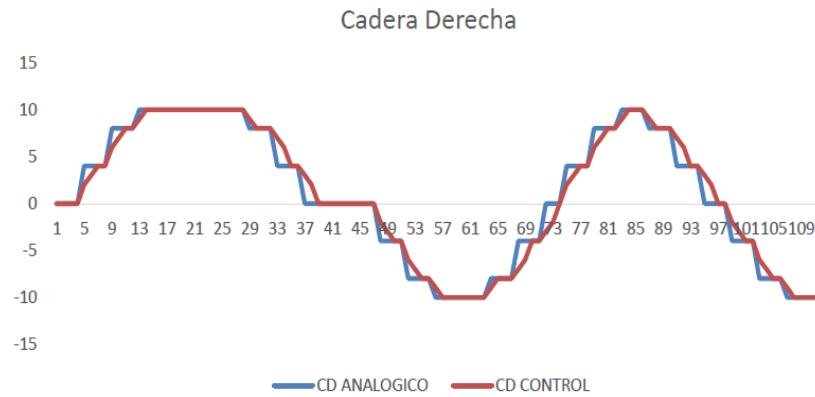
El exoesqueleto C.S ONE fue construido por los estudiantes de la Universidad Pontificia Bolivariana: Jesús Fabian Santana y Jorge Luis Cornejo (J. Cornejo & Santana, 2014), este dispositivo el cual se observa en la Figura 5 está constituido por una estructura que sujeta al paciente en el momento que se está ejecutando la terapia de rehabilitación. Se usan motores, con el fin de constituir las articulaciones de cadera y rodilla, dirigidos por medio de un microcontrolador, que a su vez es controlado por una interfaz de usuario integrada. Los ángulos son monitoreados en tiempo real por la interfaz de usuario; cada una de las cuatro articulaciones son supervisadas constantemente por el software (J. Cornejo & Santana, 2014)(J. L. Cornejo, Santana, & Salinas, 2017).

Figura 5.Exoesqueleto UPB



En la Figura 6 se observa la trayectoria analógica y digital del exoesqueleto, se observa que es una trayectoria que no es aconsejable si se quiere trabajar en la rehabilitación de marcha en niños, por sus señales escalonadas no son acordes a la trayectoria normal de la cadera. Este dispositivo está diseñado específicamente para niños entre edades de 5 y 6 años, y las terapias consisten en repeticiones de movimiento, las cuales permiten establecer conexiones ente las neuronas afectadas, tomando en consideración que la repetición de movimientos es la principal herramienta para fortalecer motricidad.

Figura 6. Trayectoria cadera derecha

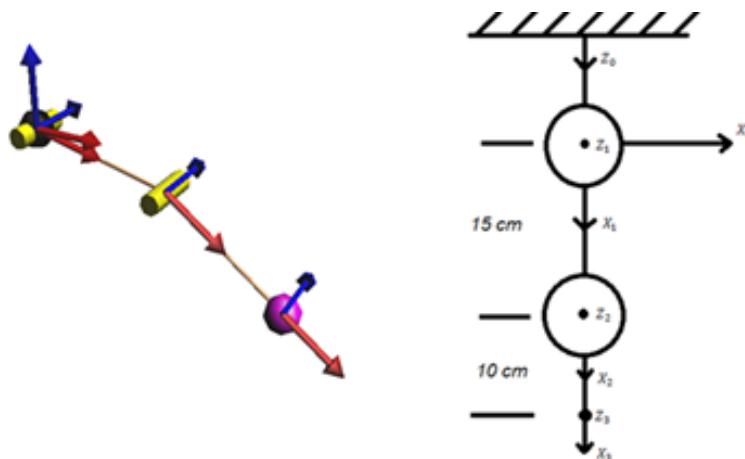


2.1 ESTRUCTURA CINEMÁTICA

Siguiendo la metodología de Khalil-Kleinfinger, se pueden obtener los modelados geométricos directo e inverso (Khalil, 2002)(Barrientos et al., 1997). El directo permite obtener la información del alcance del exoesqueleto en términos de posición (X, Z) partiendo de los ángulos de rotación y la medida de los eslabones, teniendo como referencia un punto fijo en el plano. El modelo inverso permite obtener los ángulos de rotación partiendo de las posiciones (X, Z) previamente conocidas desde un punto de referencia fijo.

En la Figura 7, se puede observar el diagrama cinemático de una de las piernas del exoesqueleto (Vivas, 2010), donde la parte superior es la base soporte ubicada en la cadera. Cada circunferencia representa las articulaciones rotacionales, donde el primer círculo de arriba hacia abajo se refiere a la articulación de la cadera y el segundo a la rodilla.

Figura 7. Diagrama cinemático



Partiendo de la imagen anterior se reúne la información organizada en la Tabla 2. Los detalles de los parámetros obtenidos se encuentran justo después de la misma.

Tabla 2. Tabla de parámetros geométricos

j	σ	α	d	θ	r
1	0	-90	0	θ_1	0
2	0	0	D_2	θ_2	0
3	2	0	D_3	0	0

j: Articulación o cuerpo.

σ : Este parámetro se halla teniendo en cuenta los siguientes factores: 0 si la articulación solamente rota, 1 si se traslada o 2 si es estática o pasiva.

α : Es el ángulo existente entre las proyecciones en el semi eje X y Z para las articulaciones entre puntos rotacionales.

d: distancia entre los ejes Z.

θ : Ángulo de rotación de cada punto rotacional.

r: distancia entre los ejes Xj.

Donde $D_2 = 15cm$ y $D_3 = 10cm$, lo cual corresponde a la medida de los eslabones 1 y 2 respectivamente.

2.2 MODELO GEOMÉTRICO DIRECTO(MGD)

Como se mencionó anteriormente, por medio de este método se puede obtener la posición en X y en Z del eslabón final partiendo de un punto de referencia fijo y conociendo los ángulos de rotación del exoesqueleto. Para lograrlo, se usa la metodología de Khalil-Kleininger, el cual consiste en construir una matriz para cada eslabón y luego, multiplicarlas entre sí con la intención de obtener una matriz general. Finalmente, una vez se obtiene la matriz general se procede a hallar las ecuaciones de posición, las cuales permiten conocer desde y hasta donde el eslabón final tendrá una posición real.

A continuación, se puede observar la matriz de transformación general, la cual usa los parámetros obtenidos en la Tabla 2. Ésta relaciona cada eslabón en las variables i y j. Este método lo que busca es expresar las coordenadas terminales en función de las coordenadas articulares del exoesqueleto:

$$i_{T_j} = \begin{bmatrix} \cos \theta_j & -\sin \theta_j & 0 & d_j \\ \cos \alpha_j \sin \theta_j & \cos \alpha_j \cos \theta_j & -\sin \alpha_j & -r_j \cos \alpha_j \\ \sin \alpha_j \sin \theta_j & \sin \alpha_j \cos \theta_j & \cos \alpha_j & r_j \sin \alpha_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Con base en los eslabones del exoesqueleto se obtuvo tres matrices relacionadas en las siguientes líneas:

$${}^0 T_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & -\cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1 T_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & D_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2 T_3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & D_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Después, se procede con la siguiente operación: ${}^0 T_3 = {}^0 T_1 {}^1 T_2 {}^2 T_3$:

$${}^0 T_3 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & D_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) + D_2 \cos \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -D_3 \sin(\theta_1 + \theta_2) - D_2 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

De la cual se obtienen las ecuaciones para calcular la posición en x y z del segundo eslabón del exoesqueleto, el cual corresponde al efector final. Se puede observar que las ecuaciones dependen de las longitudes de los eslabones y los ángulos de las articulaciones de cadera y rodilla.

$$P_x = D_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) + D_2 \cos \theta_1$$

$$P_z = -D_3 \sin(\theta_1 + \theta_2) - D_2 \sin \theta_1$$

2.3 MODELO GEOMÉTRICO INVERSO(MGI)

Existen varios métodos para hallar este modelo, para este proyecto se usará el método de Paul (1981), el cual es un método aconsejable y es el que se emplea en el libro guía (Vivas, 2010).

Se usa una matriz general U_0 similar a la obtenida en el Modelo geométrico directo, pero para la cual se suponen conocidos sus elementos, por lo tanto, supondremos que tanto P_x y P_z como la orientación son valores conocidos.

$$U_0 = \begin{bmatrix} S_x & n_x & 0 & P_x \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ S_z & n_z & 0 & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

El método de Paul determina que la matriz U_0 se debe igualar al MGD y luego pasar la matriz de transformación del lado derecho al lado izquierdo y de esta forma poder hallar ecuaciones que permiten calcular las variables articulares.

Para nuestro exoesqueleto el método se aplica de la siguiente manera:

$$U_0 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3$$

$${}^1T_0 U_0 = {}^1T_2 {}^2T_3$$

Donde 1T_0 es la matriz inversa de 0T_1 la cual se muestra a continuación

$${}^1T_0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & -\sin \theta_1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Al realizar la operación matemática se obtienen dos matrices igualadas de las cuales surgen 6 ecuaciones, pero tomaremos las dos de posición ubicadas en la cuarta columna.

$$\begin{aligned} {}^1T_0 U_0 &= \begin{bmatrix} S_x \cos \theta_1 - S_z \sin \theta_1 & n_x \cos \theta_1 - n_z \sin \theta_1 & 0 & P_x \cos \theta_1 - P_z \sin \theta_1 \\ -S_z \cos \theta_1 - S_x \sin \theta_1 & -n_z \cos \theta_1 - n_x \sin \theta_1 & 0 & -P_z \cos \theta_1 - P_x \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & D_2 + D_3 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & D_3 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

De estas matrices se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$D_3 \sin \theta_2 = -P_z \cos \theta_1 - P_x \sin \theta_1$$

$$D_3 \cos \theta_2 = P_x \cos \theta_1 - P_z \sin \theta_1 - D_2$$

Y al solucionar para las variables articulares se obtiene el modelo geométrico inverso donde D_2 y D_3 son las distancias del robot en cada eslabón, P_x y P_z son posiciones del robot respecto al eje, y θ_1, θ_2 es el valor final de los ángulos en cada articulación

$$\theta_1 = 2 * \text{atan2} \sqrt{\frac{(-D_2^2 + 2 * D_2 D_3 - D_3^2 + P_x^2 + P_z^2)(D_2^2 + 2 * D_2 D_3 + D_3^2 - P_x^2 - P_z^2) - 2 * D_2 P_z}{D_2^2 + 2 * D_2 * P_x - D_3^2 + P_x^2 + P_z^2}}$$

$$\theta_2 = \text{atan2} \frac{(-P_z \cos \theta_1 - P_x \sin \theta_1)}{P_x \cos \theta_1 - P_z \sin \theta_1 - D_2}$$

2.4 PRUEBA DEL MODELO GEOMÉTRICO

Una vez se obtuvo el modelo geométrico directo y el modelo geométrico inverso del exoesqueleto se procedió a corroborar la información obtenida. Lo anterior se refiere, a que usando los datos obtenidos en los modelos se llegó al mismo resultado, esto se observa en la Figura 8.

El error que se calculó en la Figura 9 se llevó a cabo mediante la herramienta de simulación Simulink en el software Matlab:

Se asignaron unos datos aleatorio correspondiente a las posiciones de x y z del exoesqueleto estos datos se usaron como entrada a la primera función denominada MGI, el procedimiento del MGI comprende en usar las ecuaciones del modelo geométrico inverso para obtener los ángulos de las articulaciones. Dichos resultados se tomaron como entradas para la función MGD, la cual a partir de los ángulos entrega la información de las posiciones en x y z correspondiente a los datos de entrada. Por medio de un sumador algebraico se designó una diferencia para comparar los datos entregados por la función MGD y los datos suministrados al sistema inicialmente, la información resultante fue un valor muy cercano a cero, confirmando así que el modelo se obtuvo de manera correcta.

Figura 8. Modelo Geométrico

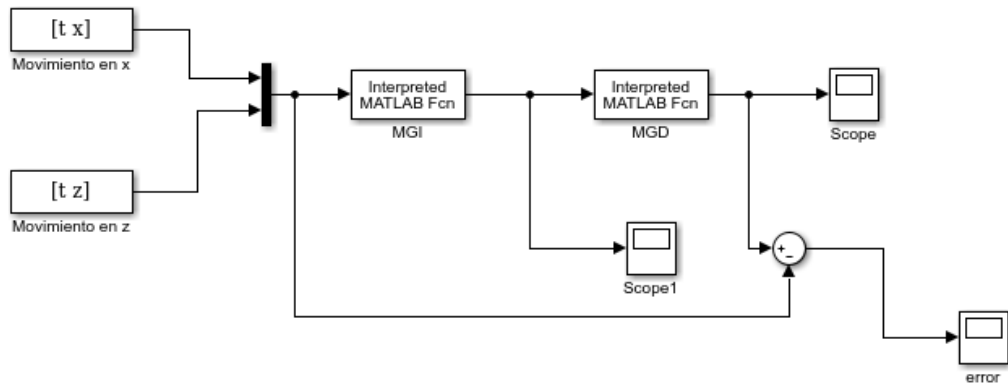
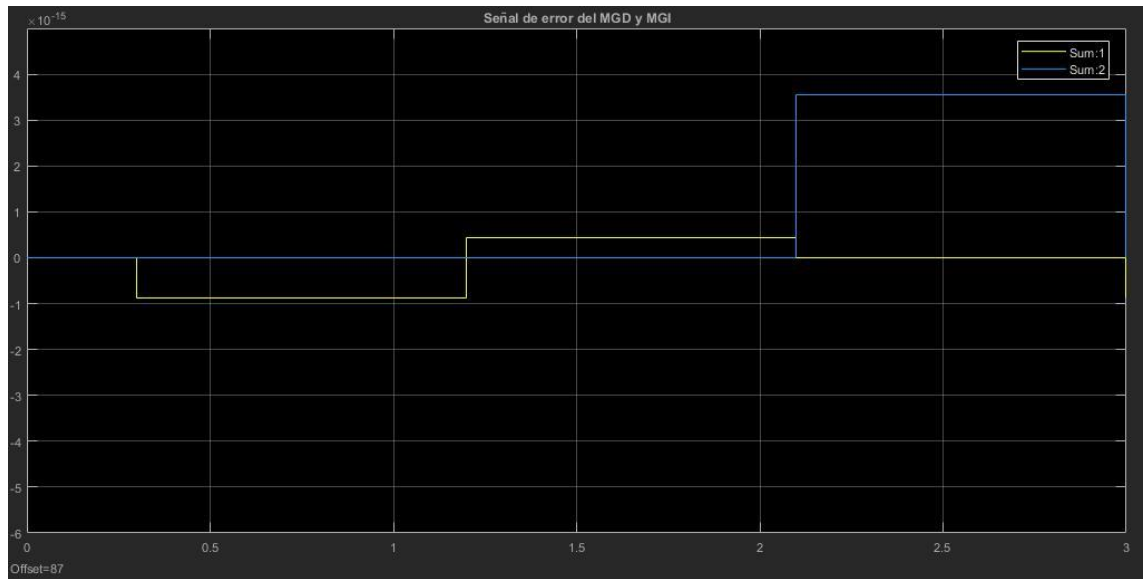


Figura 9. Señal de error obtenida



El exoesqueleto trabajado en esta tesis tiene una singularidad cuando su ángulo de la rodilla pasa por π o por cero, este es un punto muy importante ya que en este punto la velocidad del robot tiene que ser cero y afectaría la simulación, al momento de diseñar este robot se tuvo presente que las trayectorias que se usaban no pasan por cero, pero si tiende a tener valores cercanos a cero.

3 MODELO DINÁMICO DEL EXESQUELETO

Para la obtención de las ecuaciones de los modelos dinámicos se hará uso del software libre OpenSymoro, el cual trabaja un algoritmo en base a la metodología de Newton-Euler.

3.1 PARÁMETROS DINÁMICOS

Usando la información de la Tabla 2, se completan los cuadros de los parámetros geométricos del robot en el software Open Symoro. Una vez esta información es ingresada, se procede a la agrupación y despeje para obtener las ecuaciones de los modelos dinámicos, este procedimiento se llevará a cabo usando Matlab.

La Figura 10 muestra la interfaz de usuario donde se debe introducir la información de la tabla de parametros usada en los cálculos.

Figura 10. Symoro tabla parámetros

En el recorte de la Figura 11, *Frame* corresponde a los valores de j , *Sigma* se refiere al valor de σ , *alpha* a los valores de α , *theta* a los valores de θ , de igual forma los valores de d que es la distancia en cada eslabon y r son traspasados al software. Por su parte, *ant*(es la articulacion anterior 'j-1'), *mu*(si es 1 es con motor y si es 0 sin motor), *b* y *gamma* son parametro utilizados para modelar robots cerrados, paralelos o alborecentes.

Figura 11. Frame 1

Geometric Parameters

Frame sigma gamma alpha theta

ant mu b d r

Se procede a completar la información para los demás parámetros de la tabla de la manera mostrada en Figura 13, Figura 13.

Figura 12. Frame 2

Geometric Parameters

Frame sigma gamma alpha theta

ant mu b d r

Figura 13. Frame 3

Geometric Parameters

Frame sigma gamma alpha theta

ant mu b d r

Ya teniendo las casillas donde se introduce la tabla de parámetros geométrica completa, se procede al cálculo de parámetros dinámicos.

Los parámetros dinámicos corresponden a la masa, el primer momento de inercia, el tensor de inercia y la inercia de los actuadores, para cada una de las secciones del robot. Es posible trabajar los modelos dinámicos usando todos los parámetros, pero, siguiendo la metodología de Khalil (Khalil, 2002), la cual ha sido programada en Symoro, es posible reducir el número de parámetros diferentes de cero al realizar una reagrupación de masas e inercias teniendo en cuenta la estructura cinemática del robot. Dicha reducción permite reducir la carga computacional al realizar los cálculos de los modelos dinámicos cuando se requiere hacer una simulación.

Para este exoesqueleto en particular, que posee cuatro grados de libertad, se tiene un total de 44 parámetros dinámicos. En la Tabla 3 se muestran los 22 parámetros de una de las piernas del exoesqueleto.

Tabla 3. Parámetros inerciales

j	TDI						PM			M	IDM
	XX	XY	XZ	YY	YZ	ZZ	MX	MY	MZ	M	IA
1	XX1	XY1	XZ1	YY1	YZ1	ZZ1	MX1	MY1	MZ1	M1	IA1
2	XX2	XY2	XZ2	YY2	YZ2	ZZ2	MX2	MY2	MZ2	M2	IA2

TDI: Tensor de inercia
PM: Primer momento
M: Masa
IDM: Inercia del motor

Los algoritmos y teoremas de reducción están explicados en el capítulo 9 del libro de Khalil (Khalil, 2002), con los cuales Symoro calcula los parámetros dinámicos base, que son las mínimas características físicas del robot a tener en cuenta para ser el cálculo de los modelos dinámicos. En la Figura 14 de muestra como desde el software se puede hacer a la reducción.

Figura 14. Parámetros inerciales

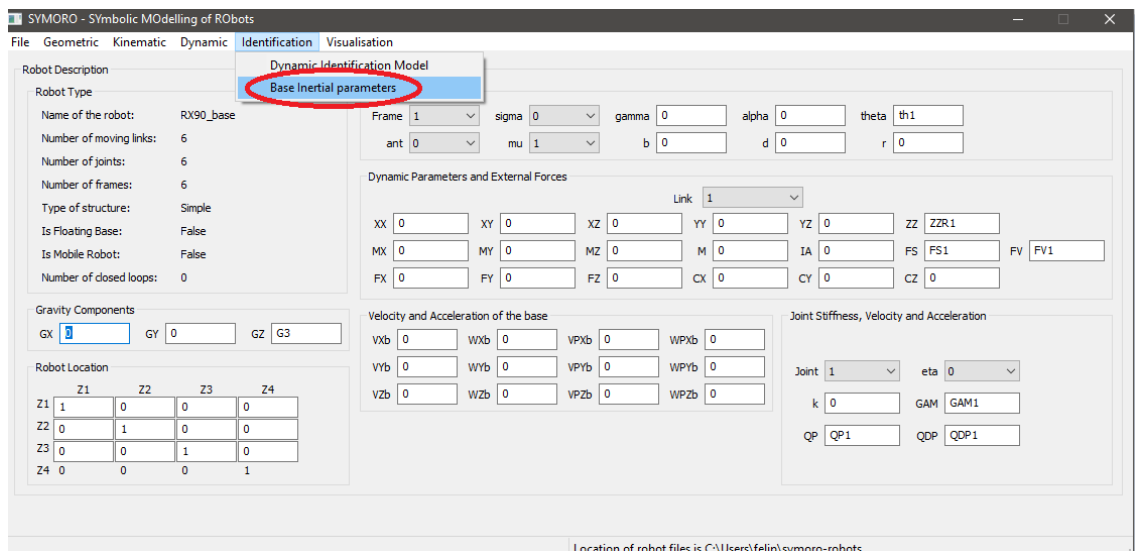
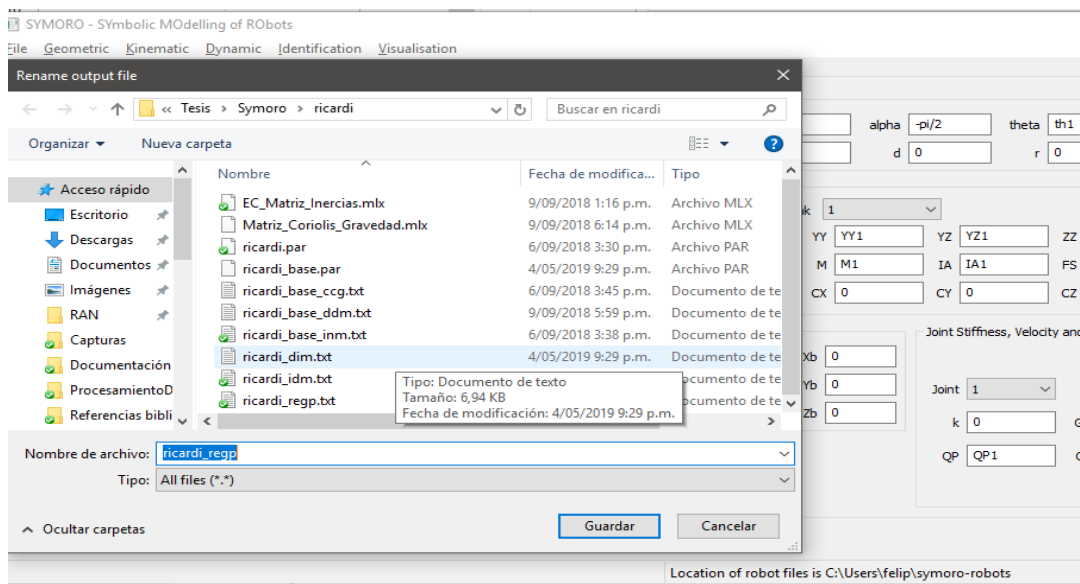


Figura 15. Nombrar archivos Symoro



Symoro nos creará un archivo con el cual se trabajará para obtener nuestro modelo dinámico, y donde se muestra la Tabla 4 de parámetros dinámicos base.

Tabla 4. Parámetros inerciales agrupados

Grouped inertial parameters

Geometric parameters

j	ant	sigma	mu	gamma	b	alpha	d	theta	r
1	0	0	1	0	0	-pi/2	0	th1	0
2	1	0	1	0	0	0	D2	th2	0
3	2	2	0	0	0	0	D3	0	0

Dynamic inertia parameters

j	XX	XY	XZ	YY	YZ	ZZ	MX	MY	MZ	M	IA
1	0	0	0	0	0	ZZR1	MXR1	MY1	0	0	0
2	0	0	0	0	0	ZZR2	MXR2	MYR2	0	0	0

Donde:

$$ZZR1 = (M2 + M3) * D2^2 + IA1 + ZZ1$$

$$ZZR2 = M3 * D3^2 + 2 * M3 * X3 * D3 + IA2 + ZZ2 + ZZ3$$

$$MXR1 = M1 * X1 + D2 * (M2 + M3)$$

$$MXR2 = M2 * X2 + M3 * X3 + D3 * M3$$

$$MR1 = M1 + M2 + M3$$

$$MYR2 = M2 * Y2 + M3 * Y3$$

En estas ecuaciones se observa que los parámetros dinámicos originales no han sido eliminados sino reagrupados con otros parámetros con el fin de simplificar los algoritmos que luego genera Symoro para los modelos dinámicos. Los valores numéricos de estos parámetros son calculados usando el software SolidWorks, y son descritos en el cap. 4 de este libro. Por otro lado, se puede ver que cada una de las piernas del exoesqueleto tendrá tan solo seis parámetros base diferentes de cero.

3.2 MODELO DINÁMICO INVERSO(MDI)

El modelo dinámico inverso nos permite obtener los torque o fuerzas para realizar el movimiento deseado del robot, y adquirir un conjunto de ecuaciones, que tienen variables como lo son, (qpp) , (qp) y (q) , estas son las coordenadas articulares generalizadas respectivamente, que son respectivamente las aceleraciones, velocidades y posiciones del robot con el que se desea trabajar y

poder determinar el par de este, como observamos en la siguiente ecuación y donde Γ es el par o fuerzas generalizadas(Khalil, 2002)(Vivas, 2010).

$$\Gamma = A(q)qpp + C(q, qp)qp + G(q)$$

donde A es la matriz de masa e inercia y se puede observar la relación que hay entre el torque y la aceleración que es de segundo orden a lo que se debe a la ley de Newton $f = m\ddot{x}$ que describe la fuerza y la aceleración de una partícula.

$$\Gamma = A(q)qpp$$

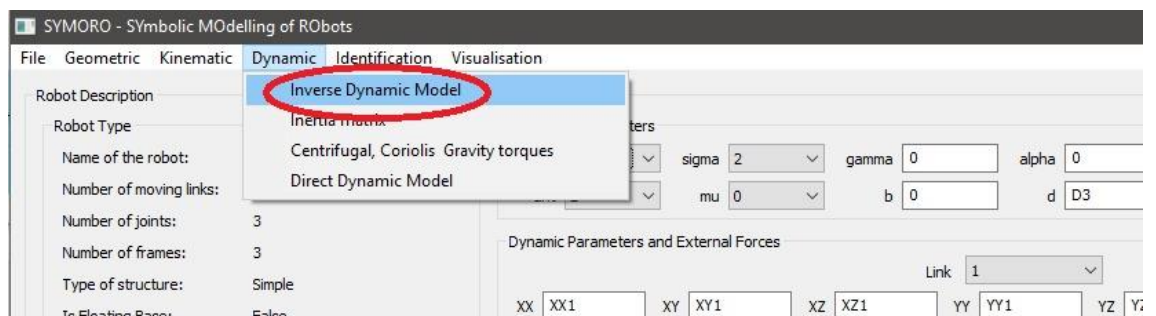
En el caso de un robot aparecen dos términos que son las fuerzas centrífugas o de Coriolis $C(q, qp)qp$ y las fuerzas de gravedad $G(q)$ estos hechos se deben a que un robot es más complejo que solo una partícula.

$$C(q, qp)qp + G(q)$$

Esta ecuación asume que las fricciones y fuerzas externas son nulas y por tanto no son presentadas dentro del modelo. Aproximación que tomaremos para los modelos del exoesqueleto dado que no poseemos información sobre dichos elementos.

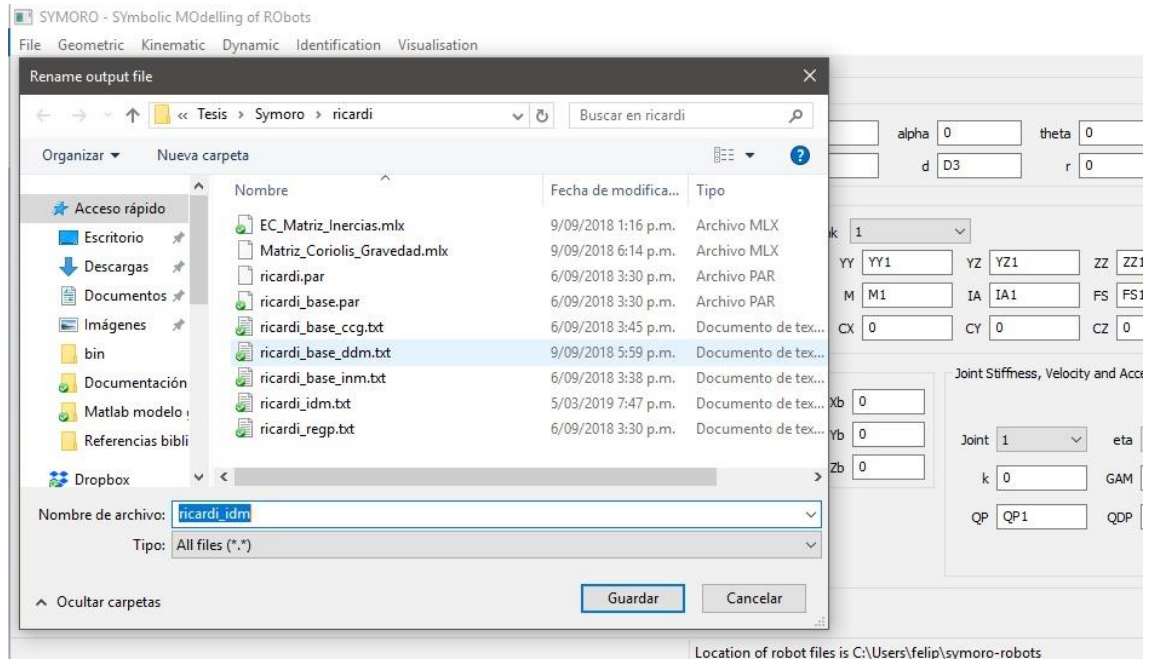
Para el cálculo del MDI se hace uso de las tablas de parámetros geométrico y dinámicos, así como el algoritmo de Newton-Euler, esto se hace mediante los siguientes pasos: En la barra de herramientas, clic en *Dynamic* y luego, cuando el menú se despliega se da clic en *Inverse Dynamic Model* Como lo podemos observar en la Figura 16.

Figura 16. Como hallar el modelo dinámico inverso, Symoro



A continuación, el software creará un documento de extensión .txt con la información de las variables y ecuaciones. En la Figura 17 se puede apreciar de manera breve el tipo de documento explicado en las líneas anteriores.

Figura 17. Como archiva Symoro



El documento creado contiene las ecuaciones optimizadas para el cálculo del modelo dinámico inverso, se muestran a continuación:

```

Equations:
C1 = cos(th1);
S1 = sin(th1);
C2 = cos(th2);
S2 = sin(th2);
DV61 = QP1**2;
VP11 = G3*S1;
VP21 = C1*G3;
W32 = QP1 + QP2;
DV62 = W32**2;
VSP12 = -D2*DV61 + VP11;
VP12 = C2*VSP12 + S2*VP21;
VP22 = C2*VP21 - S2*VSP12;
VSP13 = -D3*DV62 + VP12;
F11 = -DV61*MXR1;
F21 = -DV61*MY1;
PSI31 = QP1*ZZR1;
F12 = -DV62*MXR2;
F22 = -DV62*MYR2;
PSI32 = W32*ZZR2;
N32 = MXR2*VP22 - MYR2*VP12;
FDI12 = C2*F12 - F22*S2;
FDI22 = C2*F22 + F12*S2;
E11 = F11 + FDI12;
E21 = F21 + FDI22;
N31 = D2*FDI22 + MXR1*VP21 - MY1*VP11 + N32;
FDI11 = C1*E11 - E21*S1;
FDI31 = -C1*E21 - E11*S1;
GAM1 = FS1*sign(QP1) + FV1*QP1 + N31;
GAM2 = FS2*sign(QP2) + FV2*QP2 + N32;
GAM3 = 0;
**=

```

Sin embargo, para una mejor comprensión matemática del modelo dinámico inverso se trabajan las ecuaciones en Matlab y se obtienen unas ecuaciones

llamadas GAM1 y GAM2 donde se tienen todos los términos de la matriz del modelo dinámico inverso, se despejan los términos y se obtienen las matrices de inercias, Coriolis y gravedad, como se muestra a continuación.

ECUACIÓN DEL MODELO DINÁMICO INVERSO.

La matriz **A** es la masa e inercia del robot y se tienen componentes importantes como lo son **ZZR1, ZZR2, MXR1, MXR2, MYR1, MYR2**.

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} ZZR_1 + ZZR_2 + 2 * D_2 * (MXR_2 * \cos(\theta_2) - MYR_2 * \sin(\theta_2)) & ZZR_2 + D_2 * MXR_2 * \cos(\theta_2) - D_2 * MYR_2 * \sin(\theta_2) \\ ZZR_2 + D_2 * MXR_2 * \cos(\theta_2) - D_2 * MYR_2 * \sin(\theta_2) & ZZR_2 \end{bmatrix}$$

Después se observa la ecuación final de las fuerzas centrífugas o Coriolis (**C**), y las fuerzas de gravedad que se observa en la ecuación de **G** (Khalil, 2002)(Vivas, 2010).

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 0 & -D_2 * (2 * QP1 + QP2) * (MYR_2 * \cos(\theta_2) + MXR_2 * \sin(\theta_2)) \\ D_2 * QP1 * (MYR_2 * \cos(\theta_2) + MXR_2 * \sin(\theta_2)) & 0 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} G_3 * (MXR_2 * \cos(\theta_1 + \theta_2) - MYR_2 * \sin(\theta_1 + \theta_2) + MXR_1 * \cos(\theta_1) - MYR_1 * \sin(\theta_1)) \\ G_3 * MXR_2 * \cos(\theta_1 + \theta_2) - G_3 * MYR_2 * \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

Ya ingresando los valores de **ZZR1, ZZR2, MXR1, MXR2, MYR1, MYR2** tenemos finalmente el MDI.

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \frac{246924 * \cos(\theta_2)}{125} + 7832013739183309/549755813888, & \frac{8687865893662751 * \cos(\theta_2)}{8796093022208} + \frac{16581}{25} \\ \frac{8687865893662751 * \cos(\theta_2)}{8796093022208} + \frac{16581}{25} & \frac{16581}{25} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 0 & \frac{-(41154 * \sin(\theta_2) * (30 * QP1 + 15 * QP2))}{625} \\ \frac{123462 * QP1 * \sin(\theta_2)}{125} & 0 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{G} = \begin{bmatrix} \frac{G_3 * (41154 * \cos(\theta_1 + \theta_2))}{625} + \frac{1004532954638477 * \cos(\theta_1)}{1099511627776} + \frac{1506390743485671 * \sin(\theta_1)}{35184372088832} \\ \frac{41154 * G_3 * \cos(\theta_1 + \theta_2)}{625} \end{bmatrix}$$

3.3 MODELO DINÁMICO DIRECTO

La dinámica directa es aplicarle torques o fuerzas al robot para obtener un movimiento(qpp), para poder hallar este modelo debemos primero tener la ecuación del MDI, y así proceder a solucionar la matriz del MDD.

Para hallar esta ecuación se usó Matlab una herramienta muy importante para este tipo de procedimientos, ya teniéndola introducimos la matriz (\mathbf{A}), y procedemos a encontrarle la matriz inversa de la matriz (\mathbf{A}) y ya teniendo la inversa se obtiene la ecuación MDD.

$$qpp = A^{-1}(q) (\Gamma + C(q, qp)qp + Q(q))$$

4 SIMULACIÓN TRIDIMENSIONAL DEL EXOESQUELETO

Para poder desarrollar el mundo virtual del exoesqueleto, fue necesario desarmar una de las piernas de este y construir las piezas virtuales usando el software SolidWorks, para ello, se hicieron bocetos de los dos eslabones que unen las articulaciones del robot.

En la Figura 18, se muestra el boceto del cuerpo que une la cadera con la rodilla, este elemento tiene una longitud total de 20 cm, con 2 cm de espesor, agujeros en la parte superior para atornillar el servomotor ubicado en la base, un agujero central que disminuye el peso de la pieza, pequeños agujeros laterales donde se localizan físicamente los velcros que sostiene el muslo del paciente, y un agujero inferior para localizar el servomotor que controla el movimiento de la rodilla.

Se realizó el mismo proceso para el eslabón que se ubica debajo de la rodilla en Figura 19, el cual mide 15.1cm de longitud total, con espacio para atornillar el eje del servomotor de la rodilla, el agujero central y los pequeños agujeros para los velcros de sujeción.

Figura 18. Pieza 1

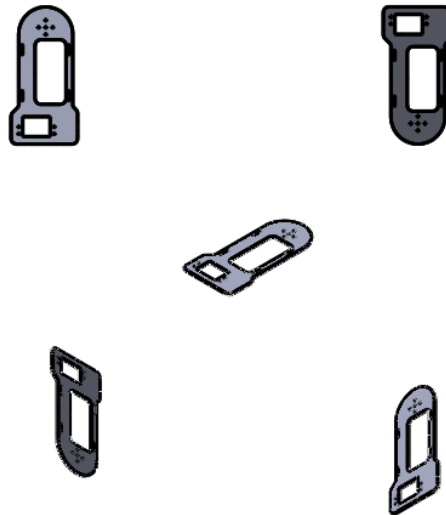
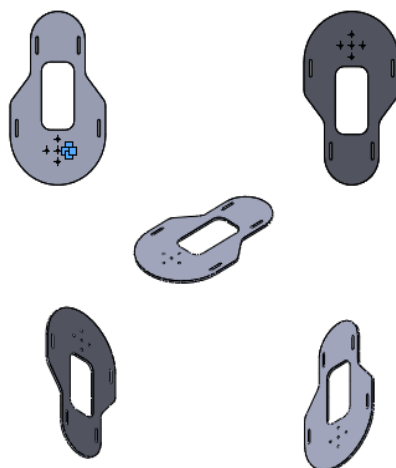
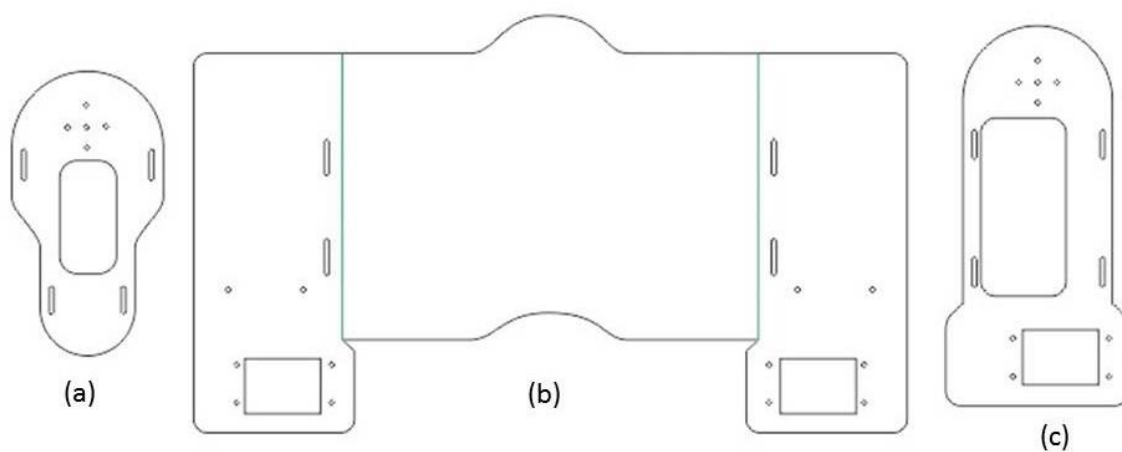


Figura 19. Pieza 2



Ya teniendo las medidas reales del robot y sus piezas como se muestra en la Figura 20, se procedió a diseñar las piezas en SolidWorks.

Figura 20. Piezas de exoesqueleto

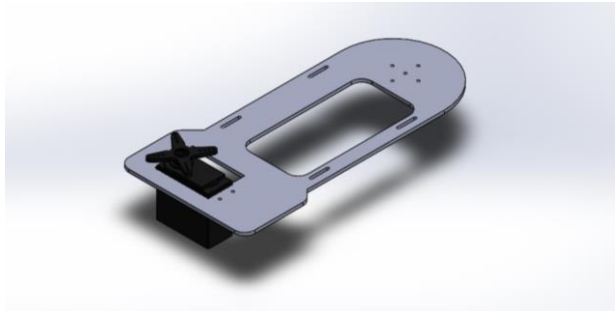


4.1 PIEZAS EN SOLIDWORKS

PIERNA IZQUIERDA:

CUERPO 1

Figura 21. Cuerpo 1 Izquierda



Una vez el cuerpo 1 fue diseñado en SolidWorks se procedió a encontrar su masa, centro de masa y tensor inercial.

Masa: 54.89 g

Centro de masa (centímetros):

X= 11.66

Y= -0.78

Z= -0.68

Tabla 5. Tensor inercial

TENSOR INERCIAL		
IXX	IXY	IXZ
IXY	IYY	IYZ
IXZ	IYZ	IZZ

Tabla 6. Tensor inercial con datos del cuerpo 1 izquierdo.

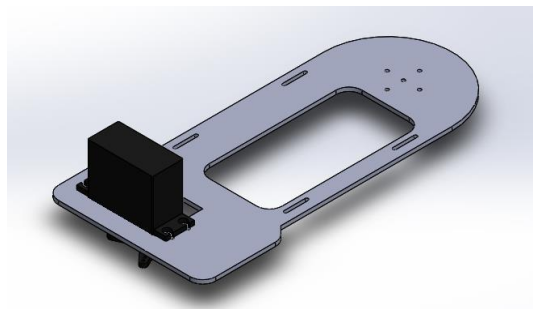
TENSOR INERCIAL		
359.02 g* cm^2	584.46 g* cm^2	557.09 g* cm^2
584.46 g* cm^2	9282.93 g* cm^2	-43.29 g* cm^2
557.09 g* cm^2	-43.29 g* cm^2	9469.61 g* cm^2

PIERNA DERECHA

Se hizo los cálculos de la pierna derecha, por un punto muy importante ya que el sentido del servomotor cambia, por lo que sus valores de masa, centro de masa y el tensor inercial también varían, como se observa los datos en la Tabla 7.

CUERPO 1

Figura 22. Cuerpo uno Derecha



Masa: 54.89 g

Centro de masa (centímetros):

X= 11.66

Y= -0.89

Z= -0.68

Tabla 7. Tensor inercial con datos del cuerpo 1 derecha

TENSOR INERCIAL		
376.14 g* cm ²	679.59 g* cm ²	557.09 g* cm ²
679.59 g* cm ²	9282.93 g* cm ²	56.99 g* cm ²
557.09 g* cm ²	56.99 g* cm ²	9469.61 g* cm ²

CUERPO 2

Después de diseñar el cuerpo 2 se tuvo en cuenta que esta pieza es la misma para ambas piernas ya que su masa, centro de masa y el tensor inercial no cambiarían con respecto al primer cuerpo, puesto que cambia por el sentido de su servomotor.

Masa: 18.24 g

Centro de masa: (centímetros)

X = 3.61

Y = 0.00

Z = -0.12

Figura 23. Cuerpo 2

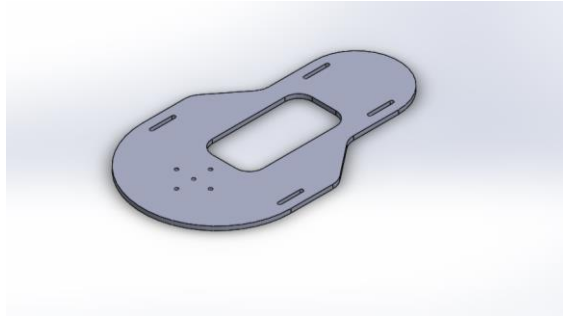


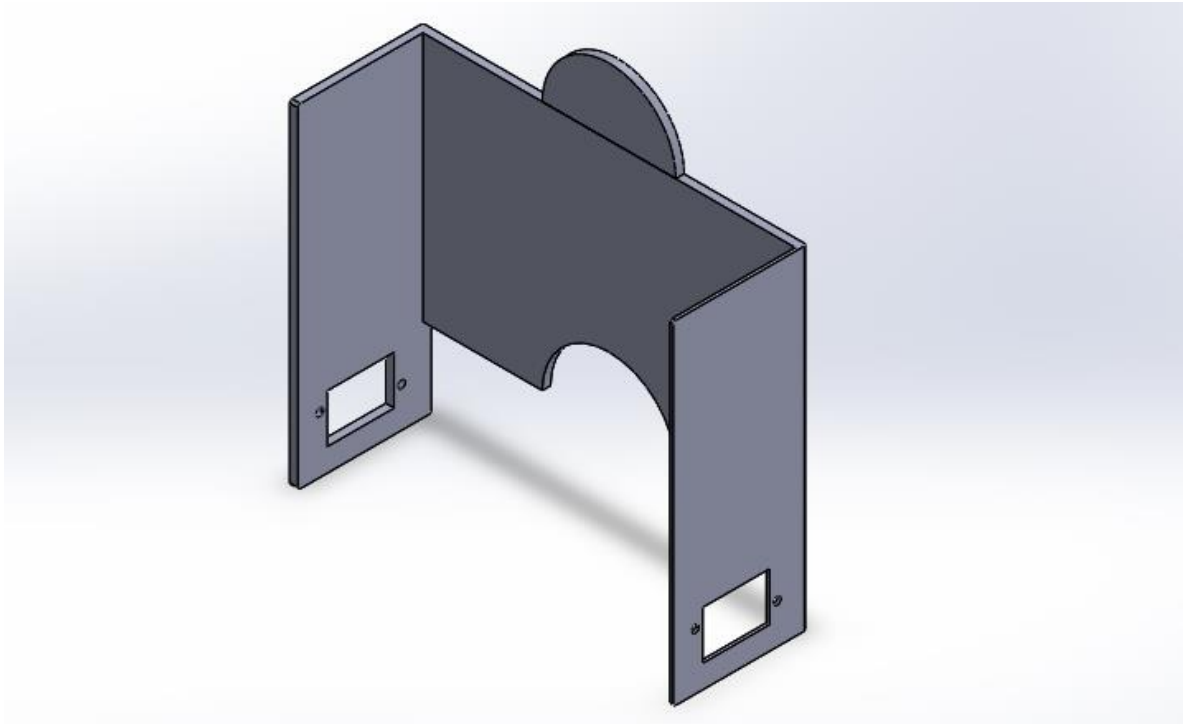
Tabla 8 tensor inercial cuerpo dos

TENSOR INERCIAL		
93.14 g*cm ²	0 g*cm ²	7.73 g*cm ²
0 g*cm ²	554.03 g*cm ²	0 g*cm ²
7.73 g*cm ²	0 g*cm ²	646.49 g*cm ²

BASE DEL EXOESQUELETO

Por medio del mismo software de diseño se obtuvo la base del exoesqueleto la cual tiene largo de 20 cm a sus costados y un ancho de 8 cm, en el centro tenemos una altura de 15 cm y un ancho de 22.3 cm.

Figura 24. Base exoesqueleto



SERVO MOTOR:

El servomotor THY-159MG que se usó en el exoesqueleto contaba con parámetros más acordes para este diseño, ya que las piezas del exoesqueleto tienen características que son acorde a sus especificaciones.

Figura 25 Servomotor TGY-1501MG



Turnigy (2014). Servomotor **TGY-1501MG**. **Recuperado de** http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/_18919_Turnigy_Metal_Gear_Servo_60g_15_5kg_16sec_USA_Warehouse_.html

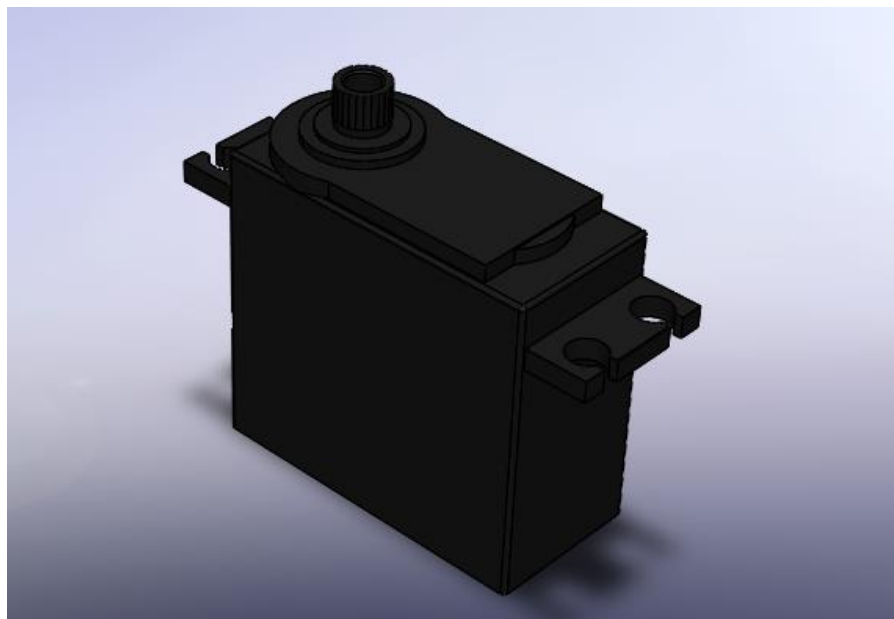
En la Tabla 9 están los parámetros del servomotor TGY-1501MG que se usó para el diseño del exoesqueleto y para la simulación de este.

Tabla 9. Parámetros Servomotor TGY-1501MG

Voltaje	4.8~6.0v
Velocidad	0.16~0.14sec
Torque	15.5~17.0kg/cm
Peso	60g
Dimensiones	40.7x20.5x39.5mm

En la Figura 26 se puede observar que se ha diseñado en SolidWorks el servomotor TGY-1501MG y así tener una simulación tridimensional.

Figura 26. Servomotor SolidWorks

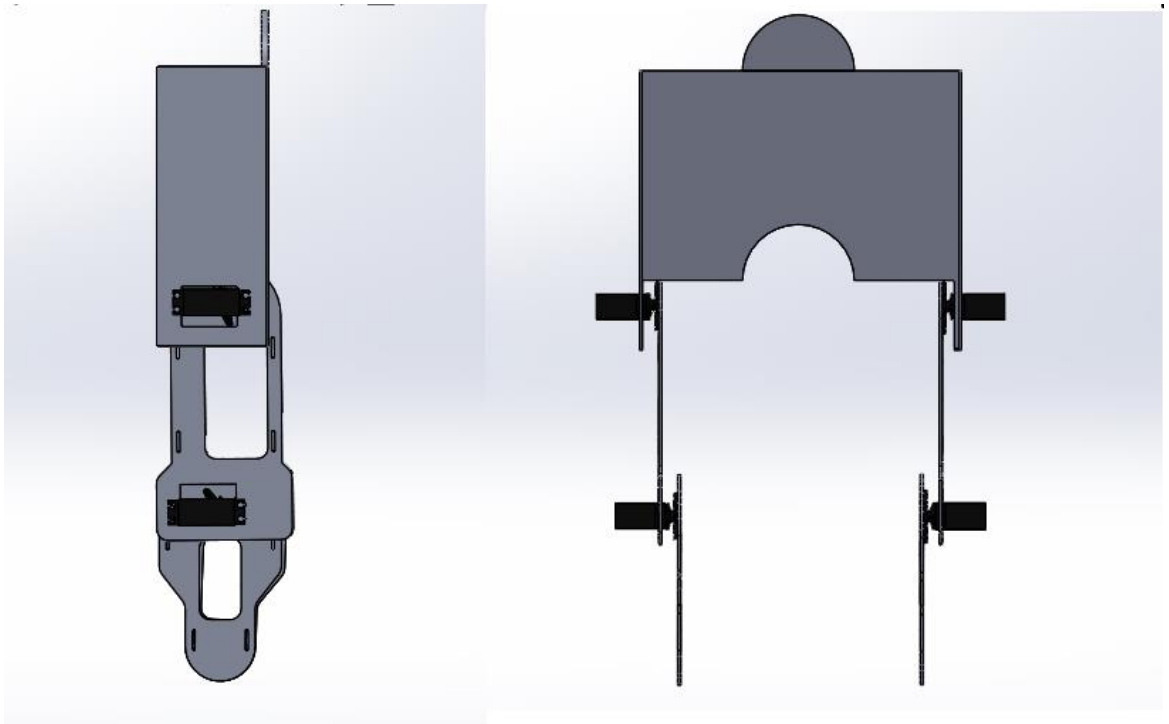


4.2 ENSAMBLE DE PIEZAS

EXOESQUELETO

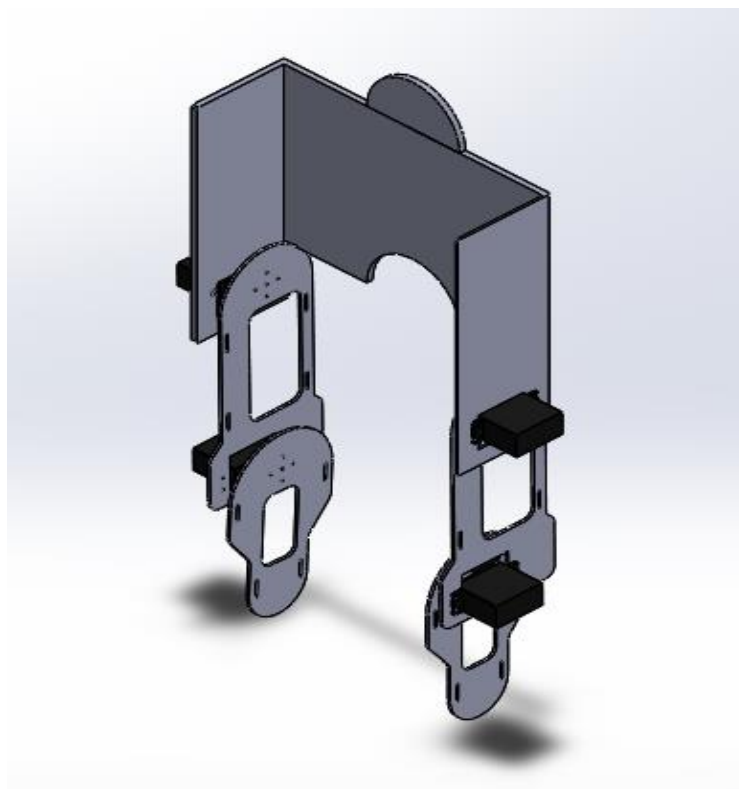
Una vez se obtuvieron las piezas necesarias para construir la simulación del exoesqueleto se procedió al ensamble y así obtener el exoesqueleto completo; esto se puede apreciar en la Figura 27. Exoesqueleto SolidWorks

Figura 27. Exoesqueleto SolidWorks



En la Figura 28 podemos observar en una mejor perspectiva el exoesqueleto finalizado con todas sus piezas ensambladas.

Figura 28 Exoesqueleto SolidWorks



Después de obtener el archivo de SolidWorks fue necesario instalar un plugin llamado Simscape Multibody Matlab, con este plugin fue posible transferir los datos del exoesqueleto a Matlab. Es necesario seguir los pasos que se muestran en la Figura 30, Figura 31, Figura 32 Figura 32.

Figura 29. Paso 1 después de instalar Simscape

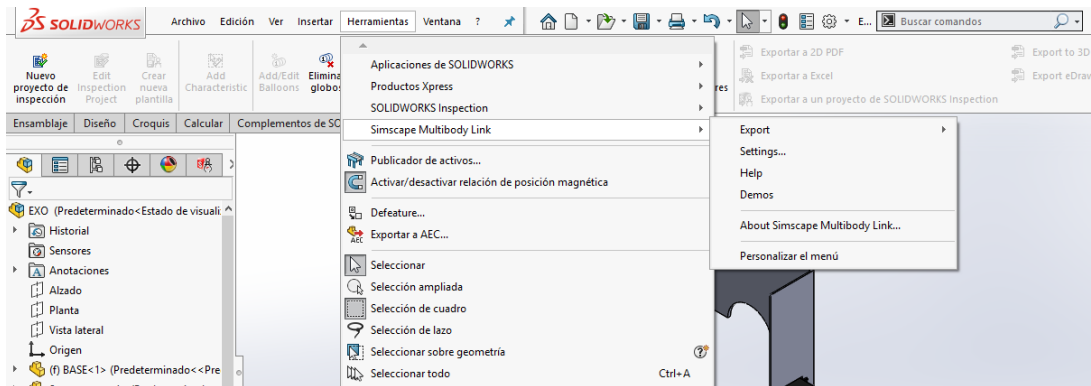


Figura 30. Paso 2 después de instalar Simscape

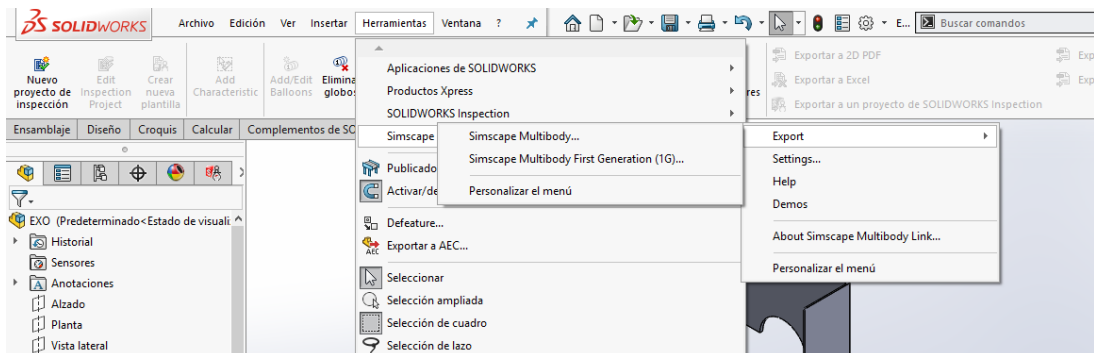
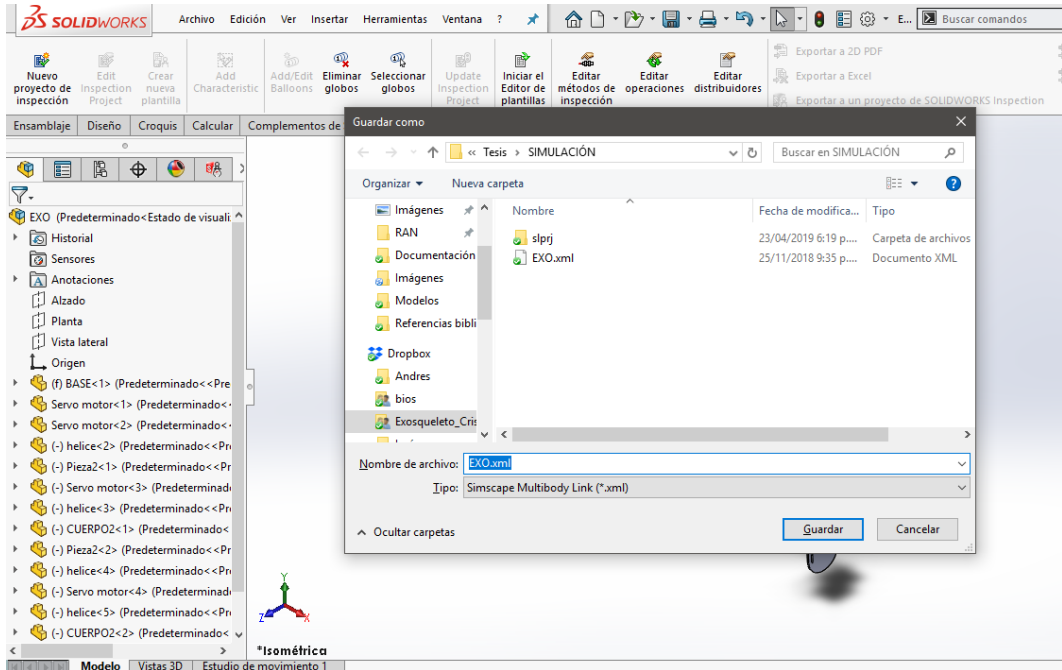


Figura 31. Paso 3 después de instalar Simscape

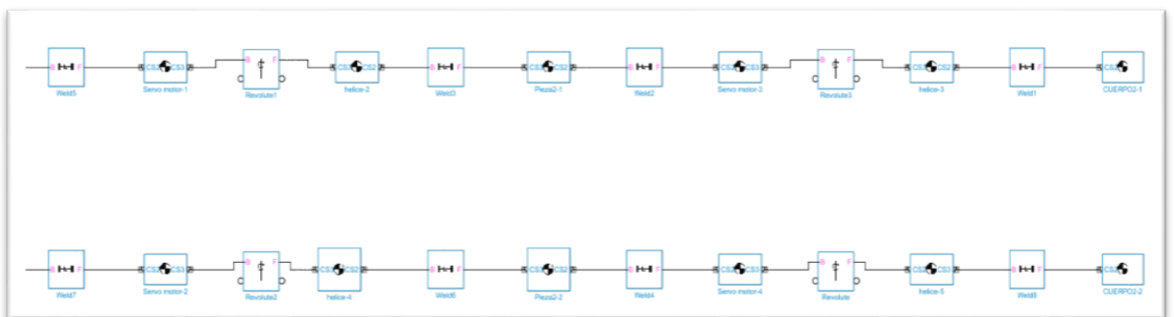


Figura 32. Paso 4 después de instalar Simscape



A continuación, en la Figura 33 se observa la interfaz que crea el archivo de SolidWorks en Matlab, donde tenemos un diagrama de bloques, donde el Weld es un bloque con cero grados de libertad el bloque servomotor es la pieza del servomotor donde tiene una bloque conectado llamada *revolute* este bloque es rotacional es el que se usa para la simulación, ya que ahí es donde se van a introducir las trayectorias respecto a cada servomotor, las siguientes piezas son todos los componentes del exoesqueleto que son 6 en cada y así finalmente poder completar cada una de las piernas.

Figura 33. Archivo que crea SolidWorks en Matlab



4.3 TRAYECTORIAS

Cadera

Las siguientes ecuaciones son las de la trayectoria de la cadera que se usó en nuestra simulación (Calva Yañez & Calderon Romero, 2016).

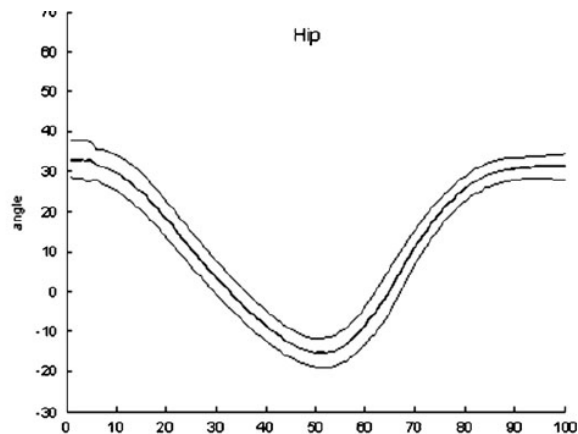
$$q_1 = 2.2667e^{-12}x^7 - 1.9823e^{-9}x^6 + 6.649e^{-7}x^5 - 0.00010766x^4 + \dots \\ 0.0085951x^3 - 0.29899x^2 + 2.7138x + 27.113;$$

$$q_1 = q_1 - 60;$$

Este ángulo se modifica para que la trayectoria X, Z se ajuste más a la del artículo.

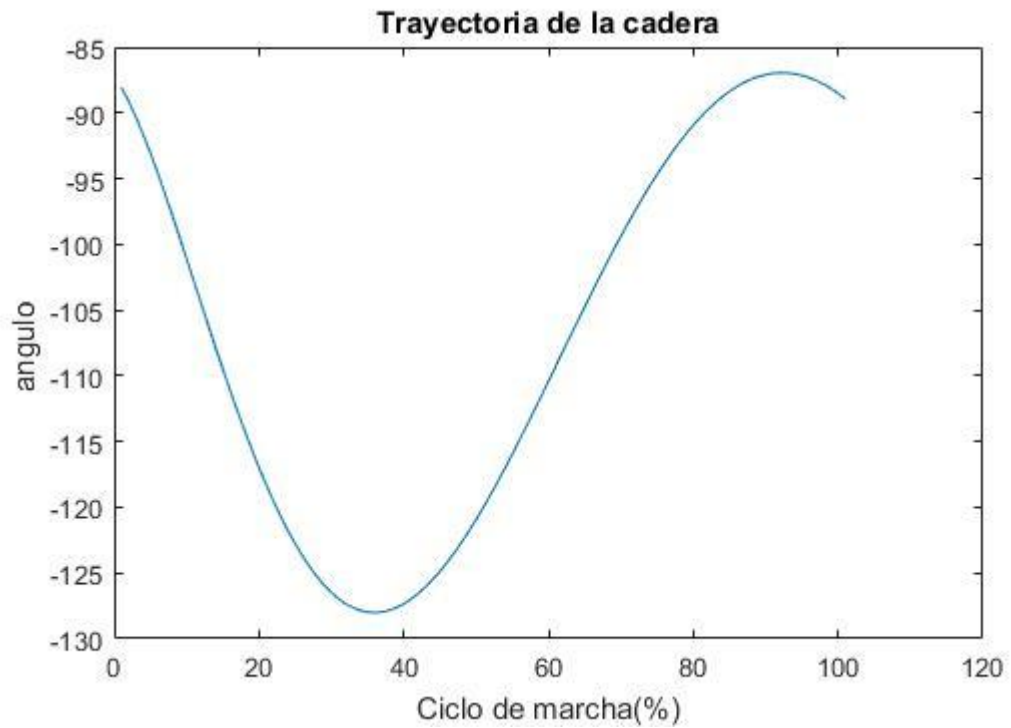
En la Figura 34 se puede observar la trayectoria de la cadera teóricamente, y en la Figura 35 se observa la trayectoria obtenida del tobillo.

Figura 34. Trayectoria cadera



M. Serrao et al., "Gait pattern in inherited cerebellar ataxias", *Cerebellum*, vol. 11, núm. 1, pp. 194-211, 2012.

Figura 35. Trayectoria cadera obtenida



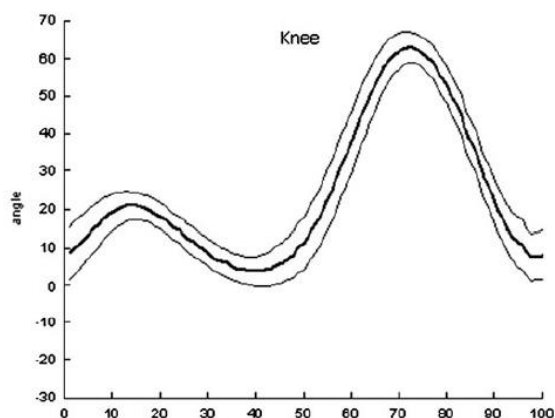
Rodilla

Las siguientes ecuaciones son las de la trayectoria de la rodilla que se usó en nuestra simulación(Calva Yañez & Calderon Romero, 2016).

$$q_2 = 8.3621e^{-12}x^7 - 5.7855e^{-9}x^6 + 1.5442e^{-6}x^5 - 0.00019883x^4 + \dots \\ 0.012581x^3 - 0.3539x^2 + 3.5788x + 6.0304;$$

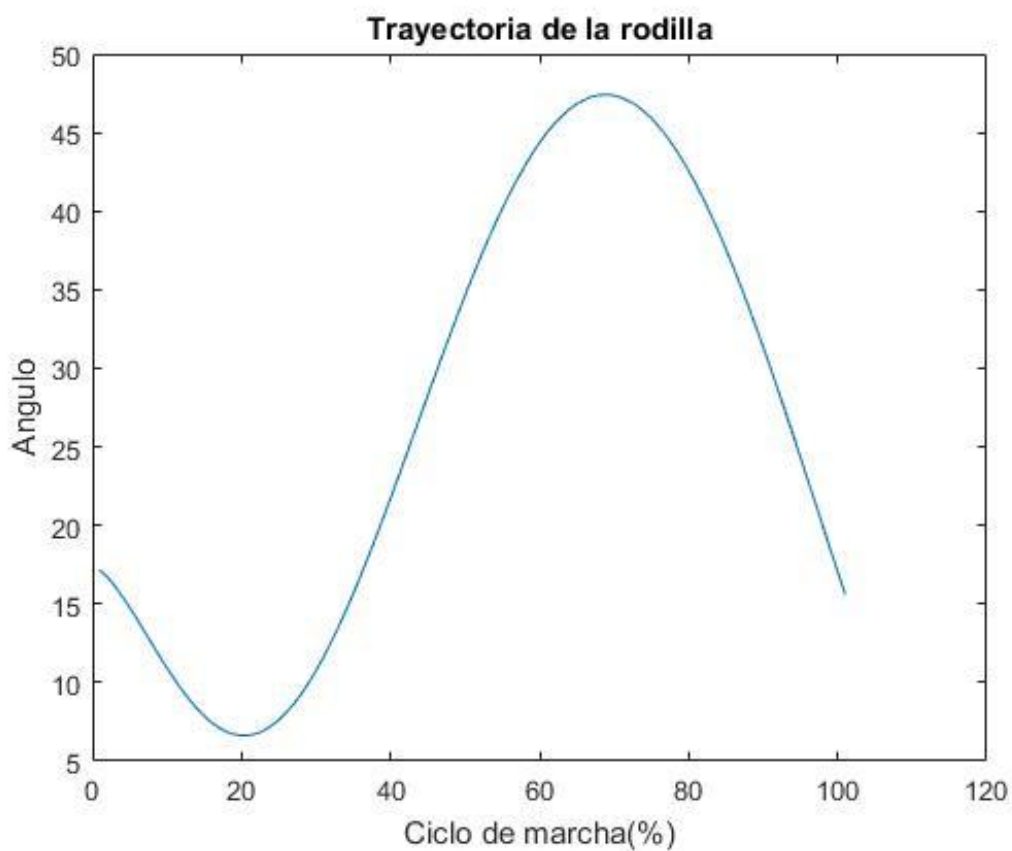
En la Figura 36 observamos la trayectoria de la rodilla en teoría, y en la Figura 37 se observa la trayectoria que se obtuvo de la rodilla.

Figura 36. Trayectoria rodilla



M. Serrao et al., "Gait pattern in inherited cerebellar ataxias", *Cerebellum*, vol. 11, núm. 1, pp. 194–211, 2012.

Figura 37. Trayectoria de la rodilla obtenida



Después que se obtuvo las ecuaciones q1 y q2 se creó una función en Matlab para cada una de ellas, las salidas de estas funciones se derivaron para obtener la trayectoria de la cadera y rodilla, respectivamente. Ambos procedimientos se pueden apreciar en la Figura 39, Figura 39.

Figura 38. Ingresar cadera en el Modelo dinámico inverso, Matlab

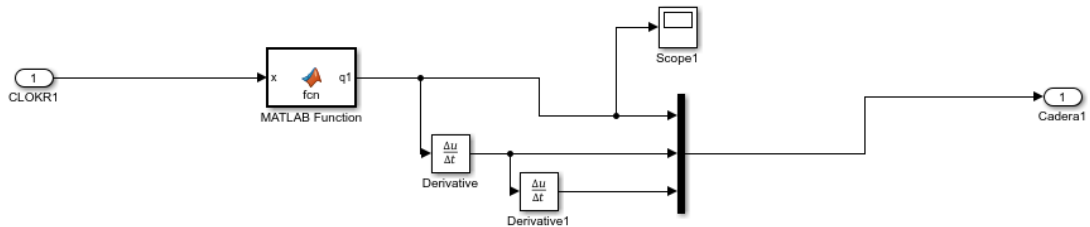
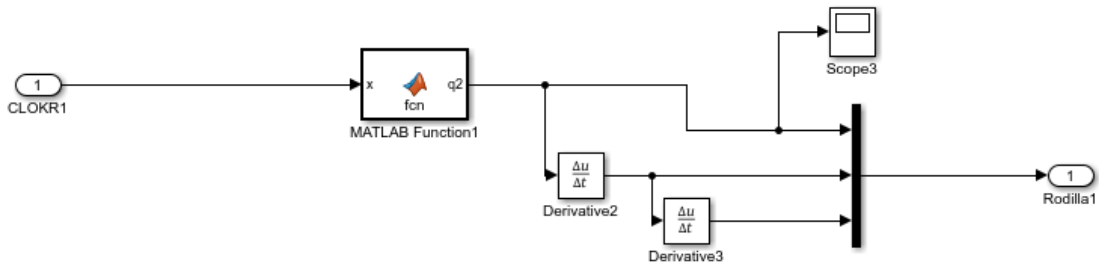


Figura 39. Ingresar rodilla en el MDI, Matlab

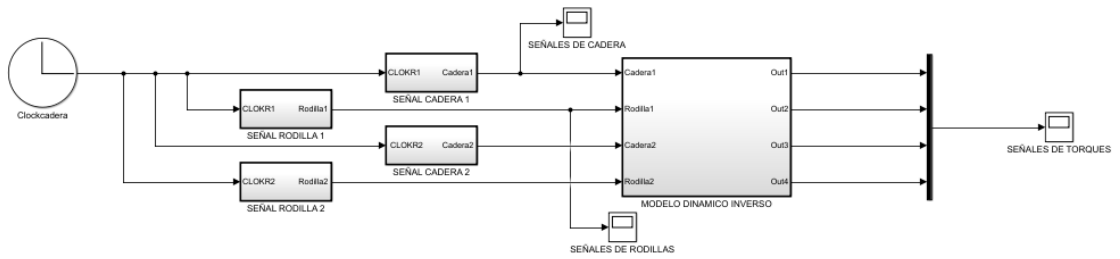


Por medio de un clock configurado para entregar valores de 1 a 100, se asignan datos de entrada para la rodilla izquierda y derecha, del mismo modo para la cadera izquierda y derecha. Esta información, fue procesada por medio del diagrama de bloques que se creó una vez fue transferido el archivo de SolidWorks a MatLab –Ver Figura 33- . Figura 40 representa gráficamente lo explicado en este párrafo.

4.4 SIMULACIÓN TRIDIMENSIONAL

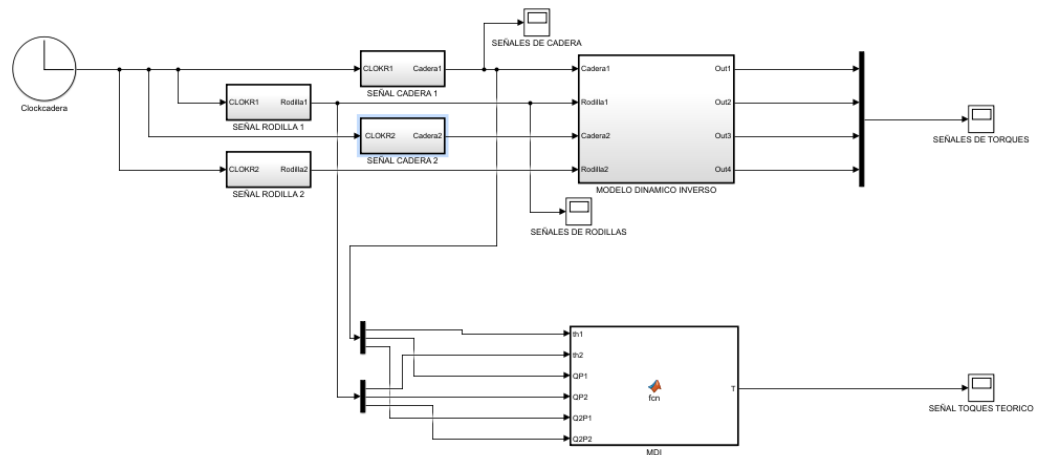
Luego se procedió a realizar la simulación tridimensional del robot, usando tanto el modelo obtenido con SolidWorks como aquel hallado con Symoro.

Figura 40. Modelo dinámico inverso, Matlab



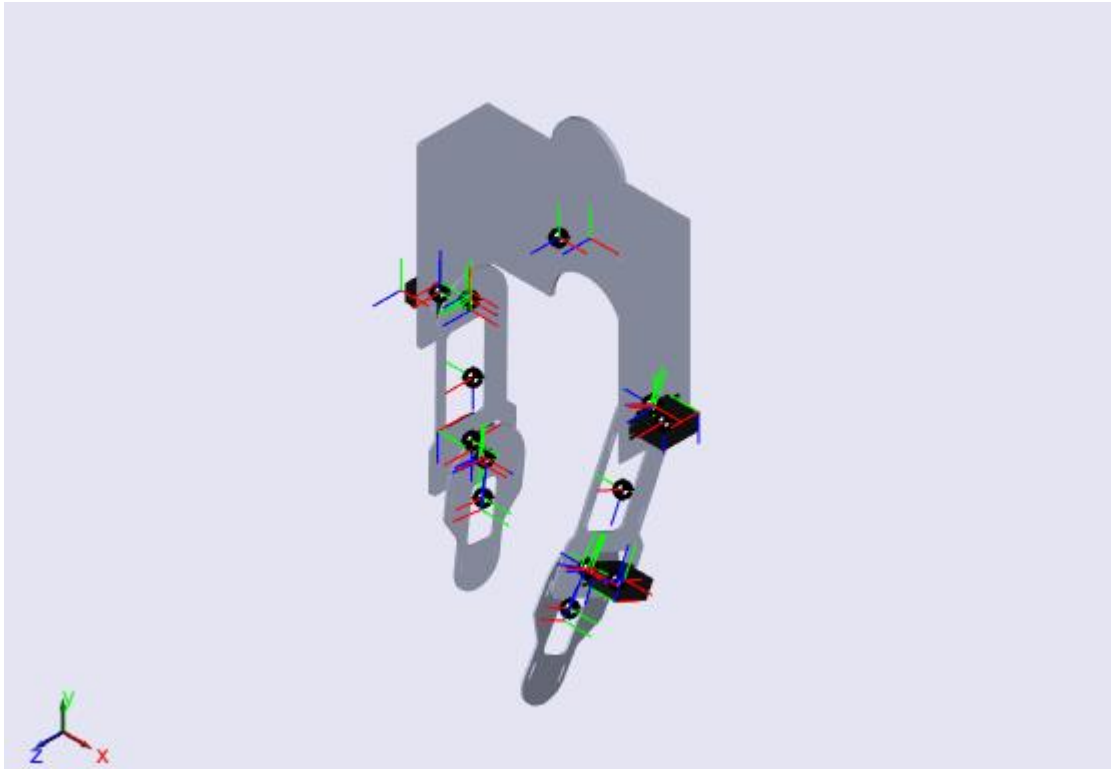
La diferencia entre Figura 41 y Figura 42 radica en la adición de un bloque en la parte inferior, este bloque contiene los cálculos y procedimientos necesarios para hallar los torques del exoesqueleto, la información de dichos pares mecánicos fue obtenida a partir de los datos y las ecuaciones que entrego el software Open Symoro

Figura 41. Modelo dinámico



A continuación, en la Figura 42 se observa el resultado final de la simulación tridimensional del exoesqueleto que se diseñó por medio de SolidWorks

Figura 42. Simulación exoesqueleto



En la Figura 43 se puede observar los torques obtenidos mediante la simulación de SolidWorks en compañía de Matlab, en la Figura 44 son los torques obtenidos mediante el software Open Symoro, en el cual su señal azul es el torque de la cadera y la señal roja es el torque de la rodilla, respectivamente.

Figura 43. Torques obtenido de simulación

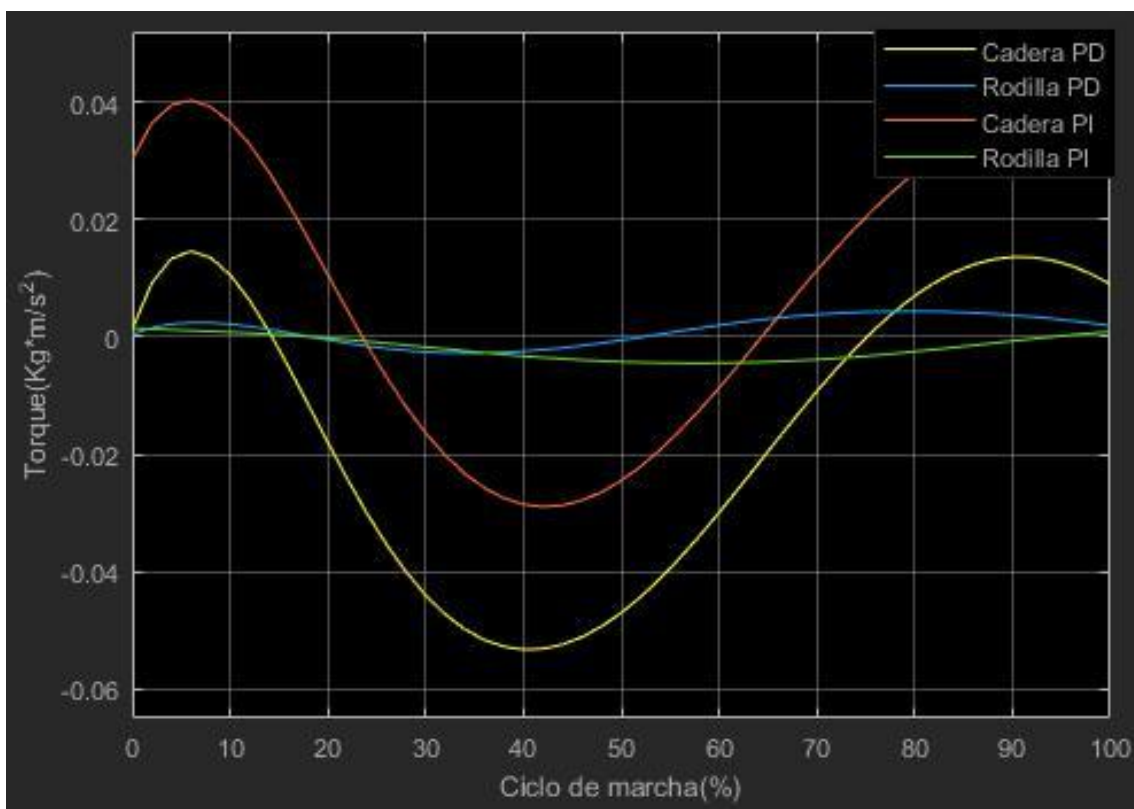


Figura 44. Torques de una pierna Simulación

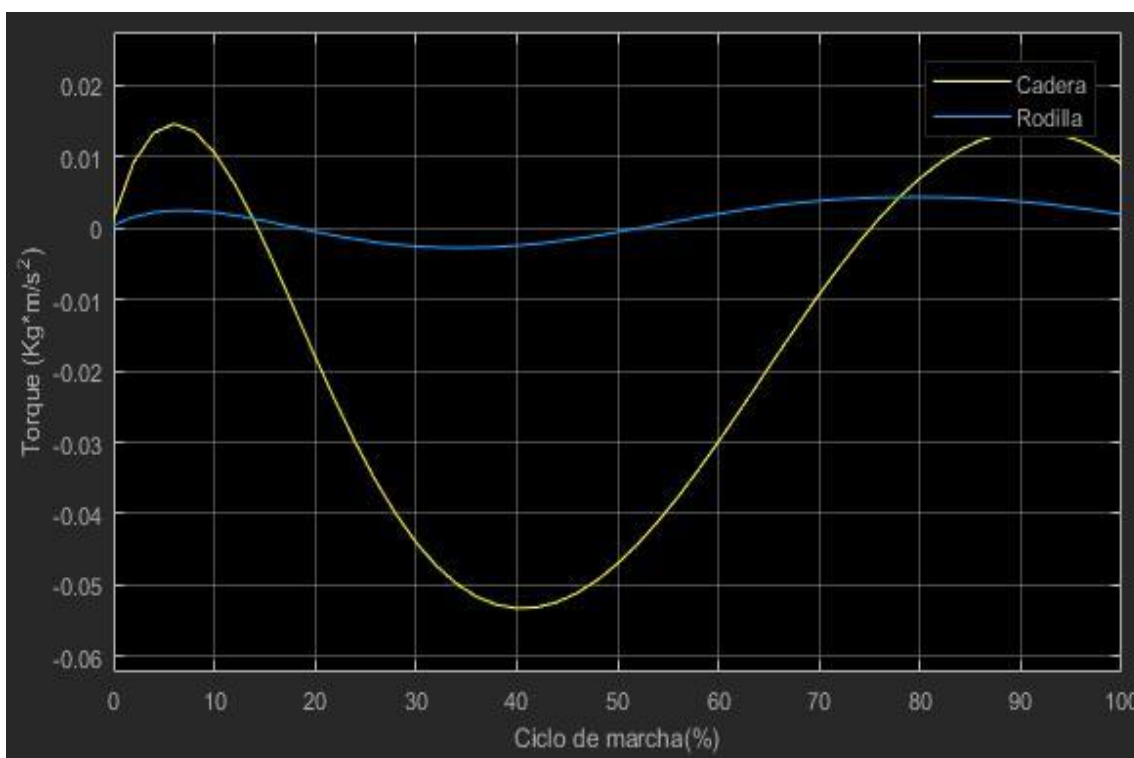
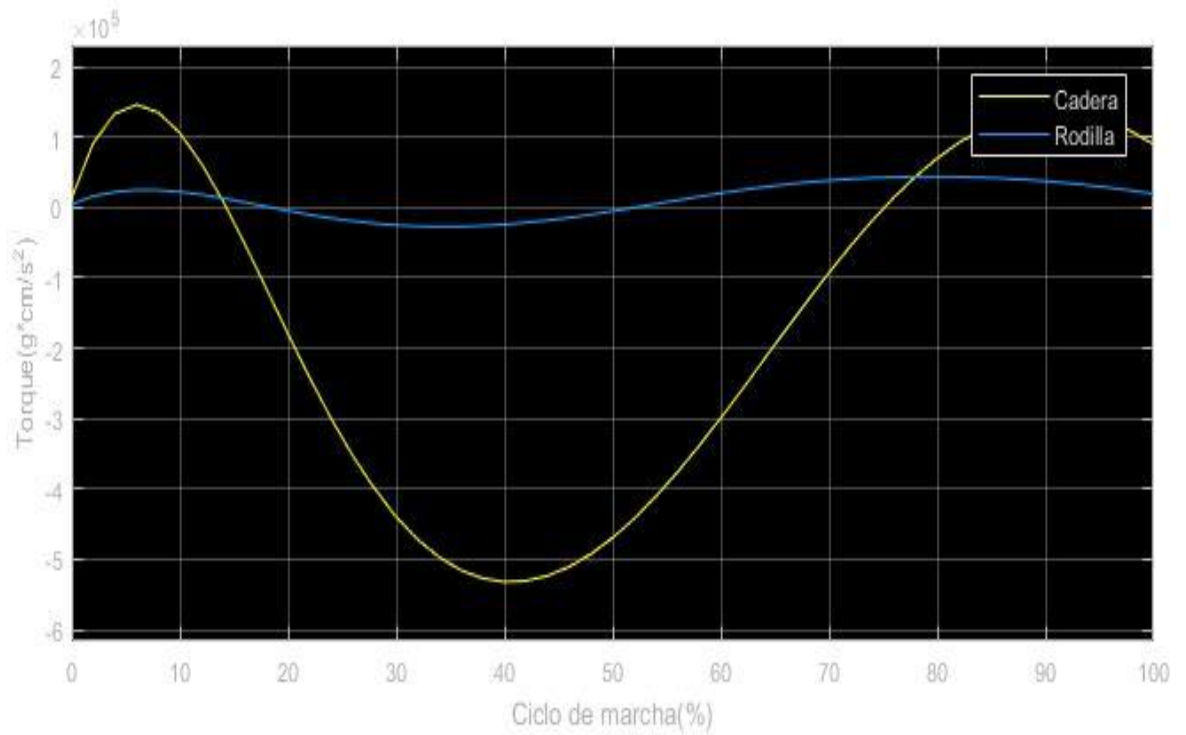
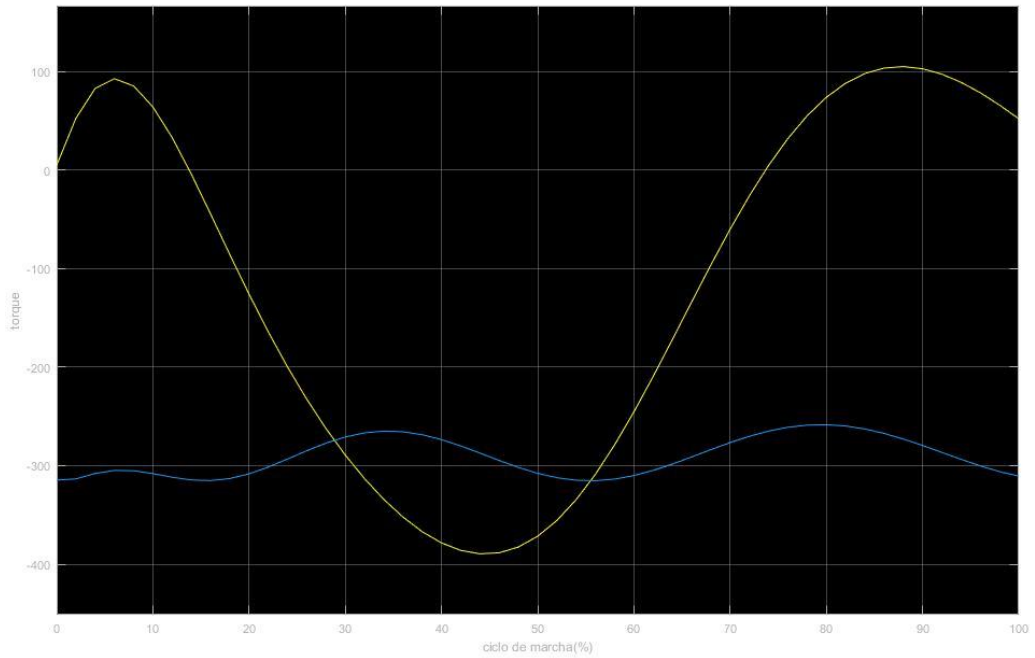


Figura 45. Torques obtenido de ecuación MDI



Se puede observar en la Figura 45 que en las señales de los torques obtenidos tenemos una escala diferente respecto a cada una, eso se debe que al momento de hallarse el modelo dinámico inverso mediando Symoro se halló con un torque con unidades de $g \cdot cm / s^2$ y la plataforma de Solidworks trabaja las mediciones del toque en $Kg \cdot m / s^2$.

Figura 46. Error de torques



En la Figura 46. Error de torques se puede ver que hay un error, esto se debe en el momento que se exportan los datos de SolidWorks se transportan a Matlab, ya que el robot diseñado en SolidWorks no tiene todos sus ángulos en 0 grados y esto hace que haya un poco de error difícil de corregir. Las unidades están en $g \cdot cm / s^2$, por tanto el error relativo a la magnitud de la señal obtenida del modelo (10^5), está en el orden del 0.1%.

5 CONCLUSIONES

Los estudios registrados en este documento permitieron desarrollar un modelo geométrico para el robot del laboratorio de BISEMIC en la UPB. Este modelo permitirá conocer las posiciones finales y ángulos del robot y de igual forma será base para futuros estudios en el área de la robótica.

Los modelos dinámicos que se hallaron para este mismo dispositivo permitieron conocer los valores de los torques o pares mecánicos de los servomotores necesarios para el correcto funcionamiento del robot.

Por último, las simulaciones tridimensionales obtenidas y registradas en esta tesis permitieron simular una trayectoria ideal para uso del exoesqueleto en terapias de niños, contraria a la trayectoria que entrega el dispositivo que actualmente está en el laboratorio BISEMIC, la cual es escalonada.

6 TRABAJOS FUTUROS

Simular el comportamiento del robot teniendo en cuenta cargas mecánicas, es decir, las masas de las estructuras anatómicas de niños.

Rediseñar la estructura mecánica del exoesqueleto, haciendo uso de los modelos matemáticos y de la simulación.

Construir una segunda versión del exoesqueleto.

7 BIBLIOGRAFÍA

- APTOCA. (2018). Ortesis y Productos de Apoyo. Recuperado de <https://aptoca.org/terapia-ocupacional/funciones/ortesis/>
- Ayala, J. (2012). *DISEÑO MECÁNICO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR*. Instituto Politécnico Nacional, Mexico.
- Barrientos, A., Peñin, L., Balaguer, C., & Aracil, R. (1997). *Fundamentos de robótica*. (F. Madrid, Ed.). Madrid.
- Bayon, C., & Raya, R. (2016). Robotic Therapies for Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Translational Biomedicine*, 7(1). <https://doi.org/10.21767/2172-0479.100044>
- Bayón, S. L. C., E. Rocon, R. R., & O. Ramírez, M. D. del C. (2015). V Congreso Internacional de Turismo para Todos,” Madrid: UNIVERSIDAD INTERNACIONAL DE ANDALUCÍA SERVICIO DE PUBLICACIONES.
- Calva Yañez, M., & Calderon Romero, F. (2016). Modelo para la parametrización de trayectoria de tobillo en plano sagital, durante la marcha.
- Cornejo, J. L., Santana, J. F., & Salinas, S. A. (2017). Exoskeleton for gait rehabilitation of children: Conceptual design. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, (057), 452–454. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009289>
- Cornejo, J., & Santana, J. (2014). *EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MARCHA EN INFANTES*. Universidad Pontificia Bolivariana.
- Dra. Marcos, C. (2011). Cinesiología de la marcha humana normal.
- Forero, A. (2014). Tecnología que revoluciona la medicina. Recuperado de <https://www.eltiempo.com/archivo/documento/CMS-14674255>
- Gómez-López, S., Jaimes, V. H., Palencia Gutiérrez, C. M., Hernández, M., & Guerrero, A. (2013). Parálisis cerebral infantil. *Archivos venezolanos de puericultura y pediatría*, 76, 30–39.
- Gonzales Z, A. (2013). Ensayo: Órtesis y Prótesis. *Benemerita Universidad Autonoma de Puebla*, 1–12.
- Govea, E., Gonzalez, G., Rocha, J., Hernandez, S., Chavez, A., & Castillo, J. (2014). Diseño cinemático y construcción de un robot humanoide con movimientos básicos de caminado. *2014 IEEE Biennial Congress of Argentina, ARGENCON 2014*, 119–124. <https://doi.org/10.1109/ARGENCON.2014.6868482>
- Grosso, J., & Tibaduiza, D. (2009). Diseño Conceptual de un Exoesqueleto para Asistir la Rehabilitación de Miembro Inferior. *Congreso Internacional de*

Ingeniería Mecatrónica, 1(December 2015), 1–6. Recuperado de [http://revistas.unab.edu.co/index.php?journal=mecatronica&page=article&op=viewArticle&path\[\]=1240](http://revistas.unab.edu.co/index.php?journal=mecatronica&page=article&op=viewArticle&path[]=1240)

Ing. Gómez H, A. E., Ing. Carrillo, M., & MSc. Archila D, J. F. (2010). Estudio De Ayudas Tecnicas Tipo Exoesqueleto Para Apoyo a Pacientes Con Desordenes En El Movimiento. *Revista Colombiana de Tecnologías de Avanzada*, 1(15), 52–59.

Khalil, W. (2002). *Modelado, identificación y control de robots*. (H. Penton, Ed.). New York.

Loaiza Gómez, P. A., & Vega Uribe, M. A. (2012). *Simulador Tridimensional para el Desarrollo de la Habilidad de Transferecia de Aros para Cirugía Laparoscópica usando una Interfaz Háptica: "SILAPH 3D"*. Universidad Pontificia Bolivariana, Bucaramanga.

Lugo-Gonzalez, E., Ponce Cruz, P., Montiel, M. A., & Sanchez Velazco, L. E. (2017). Reconfigurable lower limb exoskeleton designed for children. <https://doi.org/10.1109/mhtc.2017.8006420>

Medisasn 2017;21(5): 574. (2017), 21(5), 574–581.

Readman, D. (2015). EXOESQUELETOS, CÓMO FUNCIONAN Y PARA QUÉ SIRVEN. Recuperado de www.tuexperto.com/2015/01/07/exoesqueletos-como-funcionan-y-para-que-sirven/

Rodríguez Claudio, I. (2012). Entrenamiento robótico como medio de rehabilitación para la marcha, 5, 46–54. Recuperado de <http://www.medigraphic.com/emis>

Servicio de NeuroRehabilitación Vithas. (2018). Parálisis Cerebral Infantil. Recuperado de <https://www.neurorhb.com/paralisis-cerebral-infantil>

Tsuge, B. Y., & Michael McCarthy, J. (2016). An Adjustable Single Degree-of-Freedom System to Guide Natural Walking Movement for Rehabilitation. *Journal of Medical Devices*, 10(4), 044501. <https://doi.org/10.1115/1.4033329>

Vaughan, C., Davis, B., & Connor, J. (1999). *DYNAMICS OF HUMAN GAIT*. (S. A. S. Library, Ed.) (Second Edi). South Africa.

Vivas, O. (2010). *Diseño y control de robots industriales: teoría y práctica* (Luis Pedro). Buenos Aires.