



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**  
**Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación**

**“IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE  
MOVIMIENTO DE EXTREMIDADES INFERIORES DE  
EXOESQUELETO ROBÓTICO USANDO UN SISTEMA  
EMBEBIDO EN FPGA”**

**INFORME DE MATERIA INTEGRADORA**

Previo a la obtención del Título de:

**INGENIERO/A EN ELECTRÓNICA Y  
TELECOMUNICACIONES**

**ANA MARIANELLA PEÑAFIEL TENORIO**

**ALEX DANIEL SANTOS CASTAÑEDA**

**GUAYAQUIL – ECUADOR**

**AÑO: 2017**

## **AGRADECIMIENTO**

Gracias a nuestros profesores tutores, los ingenieros: Ronald Ponguillo y Miguel Realpe por su constante motivación y ayuda. Ha sido un verdadero honor poder trabajar con ustedes.

Al ingeniero Hernán Ullón, amigo incondicional de años, quien con su experiencia y sólidos conocimientos fueron guía para el desarrollo de este proyecto.

Al querido amigo y compañero de aula, Aristóteles Amat, quien con su carisma, principios y conocimientos, ayudó sabiamente en la etapa universitaria.

## DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado en primer lugar a Dios por haber permitido llegar hasta este punto de mi vida y a mi ángel en el cielo Luisa, por cuidarme siempre, a mis padres Ani, quien es y será mi pilar fundamental y Hoover por su amor y preocupación incondicional. Al mejor de los tíos, Jaime, por su amor, disciplina y apoyo incondicional en todos mis años de estudio. A mis hermanos, Luis Jaime, Nahomy y Luisana. A mis primas, amigas, amigos y a todas las personas que formaron parte e hicieron posible este logro.

Ana Marianella Peñafiel Tenorio

Dedicado principalmente a Dios y a mis padres, quienes han sido mi mayor soporte a lo largo de toda mi vida estudiantil. Sin ellos nada de esto sería posible.

Alex Daniel Santos Castañeda

## TRIBUNAL DE EVALUACIÓN

.....  
**MSc. Ronald Alberto Ponguillo Intriago**

PROFESOR EVALUADOR

.....  
**Ing. Miguel Realpe Robalino**

PROFESOR EVALUADOR

## DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad y la autoría del contenido de este Trabajo de Titulación, nos corresponde exclusivamente; y damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"

.....

Ana Marianella Peñafiel Tenorio

.....

Alex Daniel Santos

## RESUMEN

Este proyecto describe el sistema de control de un exoesqueleto robótico de extremidades inferiores para pacientes de entre 7 y 12 años con discapacidad motora, la cual se produce a 3 causas principales, que son de origen congénito, relacionadas al nacimiento o a enfermedades durante la infancia.

Dado que sufrir de una discapacidad motora conlleva a padecer efectos secundarios, la manera de reprimir dichos efectos se ayudaría con una buena rehabilitación, que es un proceso de atención sanitaria dirigido a reparar las secuelas de una enfermedad o trauma que causan la discapacidad o disfunción del paciente. El exoesqueleto tiene como objetivo mejorar la terapia de rehabilitación y con ella la recuperación del paciente.

El diseño del prototipo propuesto posee 6 motores en toda su estructura, 1 motor por cada articulación, estructura adaptable a la estatura del niño, movimientos preestablecidos y las restricciones de cada una de las articulaciones de las extremidades inferiores del paciente, desempeña movimientos terapéuticos particulares que fueron obtenidos a través de un estudio anterior de trayectorias, que están basadas en la teoría de la visión artificial.

Para el control del exoesqueleto se usó una tarjeta FGPA, siendo el Controlador del sistema, éste se comunica con los motores a través de una interfaz diseñada específicamente para cada motor.

Los patrones de movimientos son generados desde la FPGA, codificados por Modulación de Ancho de Pulso (PWM) y enviados a las interfaces de los motores constantemente hasta generar el movimiento deseado en el exoesqueleto, no obstante, esta señal puede ser perturbada por entes externos al sistema, los movimientos finales no serían los deseados y podría provocar daño al paciente, por lo que ésta señal es controlada a través de un sistema de retroalimentación de posición, posición que es obtenida en tiempo real por medio de un potenciómetro conectado a cada motor del Exoesqueleto.

## ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTO .....	ii
DEDICATORIA .....	iii
TRIBUNAL DE EVALUACIÓN.....	iv
DECLARACIÓN EXPRESA.....	v
RESUMEN .....	vi
ÍNDICE GENERAL .....	vii
ÍNDICE DE TABLAS .....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
CAPÍTULO 1.....	1
1. REVISIÓN DE LITERATURA .....	1
1.1 Clasificación.....	2
1.2 Origen de una discapacidad motriz .....	3
1.3 Problemas asociados a la discapacidad motriz.....	3
1.4 Aplicación de la robótica en la discapacidad motriz .....	4
CAPÍTULO 2.....	7
2. DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL DEL EXOESQUELETO ROBÓTICO.....	7
2.1 Motores.....	7
2.2 Controlador del Motor .....	13
2.2.1 Configuración Inicial ESCON36/3 EC .....	15
2.3 Controlador .....	25
2.3.1 FPGA .....	26
2.3.2 Sistema de Control DE-0 NANO.....	26
2.3.3 NIOSII .....	27
2.3.4 QSYS .....	28
2.3.5 NIOS II Software Build Tools for Eclipse .....	28
CAPÍTULO 3.....	30

3. CONTROL DE MOVIMIENTO DEL EXOESQUELETO ROBÓTICO. ....	30
3.1 Estructura del sistema de control.....	30
3.2 Implementación en el sistema embebido FPGA .....	31
3.3 Estudio de las trayectorias articulares para el exoesqueleto. ....	35
3.3.1 Fases de reeducación muscular.....	35
3.4 Adquisición de las trayectorias .....	36
3.5 Procesamiento de las Señales .....	38
3.6 Diseño del exoesqueleto robótico .....	40
CONCLUSIONES .....	43
BIBLIOGRAFÍA .....	44

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Especificaciones Relevantes del motor MAXON EC 397172.....	11
Tabla 2: Especificaciones Relevantes del motor MAXON EC 323772.....	12
Tabla 3: Descripción de los pines del motor MAXON EC 397172 y 323772.	12
Tabla 4: Descripción de los pines de J1 .....	13
Tabla 5: Descripción de los pines de J2 .....	13
Tabla 6: Descripción de los pines de J5 .....	14
Tabla 7: Descripción de los pines de J6 .....	15

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Rewalk, exoesqueleto para parálíticos .....	5
Figura 1.2: Lokomat para niños y adultos .....	6
Figura 1.3: ATLAS 2020 exoesqueleto pediátrico.....	6
Figura 2.1: Vista en perspectiva de un motor DC simple con un conmutador y escobilla. ....	8
Figura 2.2: Esquemático genérico de un motor eléctrico sin escobillas. ....	9
Figura 2.3: Ilustración de un motor MAXON EC 397172. ....	10
Figura 2.4: Ilustración de un motor MAXON EC 323772. ....	11
Figura 2.5: Página Oficial de descarga del software ESCON STUDIO. ....	15
Figura 2.6: Cuadro de Dialogo que indica el reconocimiento del ESCON 36/3 EC .....	16
Figura 2.7: Cuadro de Dialogo que solicita ingresar constantes características de cada motor. ....	17
Figura 2.8: Cuadro de Dialogo que solicita ingresar Velocidad Máxima Permitida, Corriente Nominal y Límite máximo de Corriente. ....	18
Figura 2.9: Cuadro de Dialogo que solicita ingresar el método de Detección de la Posición del Rotor del Motor. ....	18
Figura 2.10: Cuadro de Dialogo que permite seleccionar el Modo de Operación del Motor. ....	19
Figura 2.11: Cuadro de Dialogo que permite seleccionar el PIN habilitador del Motor.....	20
Figura 2.12: Diferentes tipos de funcionalidad del PIN habilitador. ....	20
Figura 2.13: Funcionalidades de Pin Habilitador. ....	21
Figura 2.14: Cuadro de Dialogo que permite seleccionar el tipo de la señal de entrada. ....	21
Figura 2.15: Cuadro de Dialogo que permite configurar las entradas Analógicas. ....	22
Figura 2.16: Cuadro de Diálogo que detalla la configuración del funcionamiento del motor. ....	23

Figura 2.17: Cuadro de Diálogo que permite configurar el tipo de controlador de velocidad. Fuente: Software ESCON Studio.....	24
Figura 2.18: Ventana de Sintonización Automática Inicial. ....	24
Figura 2.19: Ventana de Sintonización Automática con el proceso ya finalizado. ....	25
Figura 2.20: FPGA Stratix 10 creada por INTEL Altera. ....	26
Figura 2.21: Ilustración de tarjeta DE-0 NANO. ....	27
Figura 2.22: Ilustración de arranque de Qsys Pro 17.....	28
Figura 3.1: Diseño del sistema de control del Exoesqueleto .....	30
Figura 3.2: Programa compilado exitosamente en QUARTUS PRIME .....	32
Figura 3.3: Interfaz de Qsys con todos los elementos lógicos que pueden ser añadidos a la máquina controladora. ....	32
Figura 3.4: Cuadro de Dialogo para elegir el Espacio de Trabajo de Eclipse	33
Figura 3.5: Interfaz de la herramienta NIOS II Software Build Tools for Eclipse.....	33
Figura 3.6: Opciones del Tipo de Proyecto y Hardware a utilizarse .....	34
Figura 3.7: Proyecto nuevo creado y listo para su uso .....	34
Figura 3.8: Captura de código utilizado para generar patrones de movimiento .....	35
Figura 3.9: Mapa Conceptual del Sistema de Adquisición de Trayectorias Implementado.....	37
Figura 3.10: Trayectoria de Marcha Frontal de la Cadera.....	38
Figura 3.11: Trayectoria de Marcha Frontal de la Rodilla.....	39
Figura 3.12: Trayectoria de Marcha Frontal del Tobillo .....	39
Figura 3.13: Representación en 3D del Exoesqueleto .....	40
Figura 3.14: Diseño del prototipo impreso en PLC .....	40
Figura 3.15: Parte de la estructura de la pierna izquierda.....	41
Figura 3.16: Estructura de la pierna izquierda del Exoesqueleto .....	42

# CAPÍTULO 1

## 1. REVISIÓN DE LITERATURA

En el mundo, 60 millones de personas han perdido la capacidad de caminar 17 millones son niños afectados por enfermedades neuromusculares, parálisis cerebral, espina bífida o lesión medular. En nuestro país según el consejo nacional para la igualdad de discapacidades (CONADIS) en su último reporte menciona que de toda la comunidad de discapacitados el 46,83% sufren de una discapacidad física [1].

Los exoesqueletos son aplicaciones de la robótica dentro de la medicina, creados para mejorar la vida humana usada para la rehabilitación de pacientes con limitación de movimientos en las extremidades inferiores y superiores (discapacidad motora). Existen varios tratamientos, cirugía y aparatos ortopédicos que proporcionan la manera de sobrellevar este tipo de discapacidad, intentando recobrar un porcentaje de fuerza en las extremidades inferiores, pero no en su totalidad, lo cual sería magnífico. La manera en que se realizan las terapias físicas tradicionales en su mayoría es en forma manual por un fisioterapeuta, donde se disponen diferentes movimientos a diferentes velocidades con cierto número de repeticiones. De tal manera que estos procedimientos son demasiados agobiantes tanto como para el fisioterapeuta como para el paciente, en el momento que se realiza la terapia, el fisioterapeuta trata de: acoplar la postura del paciente, vencer la resistencia que opone el mismo, controlar la velocidad y fuerza ejercida hacia las piernas para evitar alguna lesión mayor.

Los factores importantes por mejorar en los programas de terapias físicas son; control de fuerza y velocidad, fatiga humana, la falta de autonomía del paciente para realizar los movimientos, además la necesidad de ajustar la postura del paciente de manera correcta, con ello se puede asegurar un tratamiento útil [2].

Con el uso de un exoesqueleto se podrá solucionar los problemas de falencias actuales de la forma en que se realizan las terapias físicas

Con el trascurso del tiempo se han ido desarrollando exoesqueletos en el mundo, como ATLAS 2020 que es el primer exoesqueleto pediátrico dirigido a niños con

paraplejía, tetraplejía, Atrofia Muscular Espinal, Distrofia Muscular Congénita creado por una ingeniera española, cuenta con articulaciones y 5 motores por cada pierna que imitan el funcionamiento del músculo humano [3]. ; Lokomat, el cual se adapta a las extremidades inferiores de la persona, consta de un tapiz de marcha rodante, un arnés que permite diferentes grados de soporte del peso corporal y unos brazos articulados [4], entre otros. Actualmente en Ecuador no existen empresas dedicadas a diseñar y construir este tipo de estructuras robóticas.

Para una mejor comprensión acerca de la discapacidad motora, se llevaron a cabo investigaciones respecto a las causas o accidentes que la originan. Las discapacidades físicas o motrices crean una alteración en la capacidad el movimiento que afecta, estas alteraciones normalmente se dan en los músculos, huesos o articulaciones, o bien, cuando hay daño en el cerebro específicamente en el área motriz, lo cual impide a la persona moverse de forma adecuada o realizar movimientos con precisión.

### 1.1 Clasificación

La discapacidad motriz se divide en trastornos como:

- **Trastornos físicos periféricos** son aquellos que afectan los huesos, articulaciones, extremidades y músculos. Este trastorno normalmente es congénito como por ejemplo mal formaciones en los huesos, o bien son resultado de enfermedades de la infancia. Ciertas lesiones u accidentes en la espalda dañan la medula espinal lo que provoca la pérdida de comunicación entre el cerebro y las extremidades (brazos y piernas).
- **Trastornos neurológicos** son daños producidos en la corteza motora del cerebro la cual se encarga de procesar y enviar la información de movimiento al resto del cuerpo. Este trastorno origina dificultades en el movimiento y en el uso, sensaciones y control de ciertas partes del cuerpo. Los más comunes son la parálisis cerebral, los traumatismos craneoencefálicos y los tumores localizados en el cerebro [5] [6].

## 1.2 Origen de una discapacidad motriz

Las causas del daño cerebral que obstaculizan con la motricidad se clasifican dependiendo en la etapa que se presentan:

- **Prenatales** que significa antes del nacimiento, implica malformaciones con los que nacen los bebés que pueden ser causadas por convulsiones maternas y esto ocurre cuando la sangre de la madre es diferente a la sangre del padre, también por la exposición a sustancias tóxicas o a la radiación, impedimento del crecimiento en la etapa del embarazo, infecciones o hipertensión gestacional o embarazo múltiple.
- **Perinatales** o durante el nacimiento como nacimiento antes de las 32 semanas de gestación, considerado un nacimiento prematuro, asfixia o hipoxia neonatal, infecciones en el sistema nervioso central o hemorragia cerebral, también debido a malas posiciones que puede adoptar el bebé.
- **Posnatales** significa después del nacimiento, principalmente se origina a golpes en la cabeza, convulsiones, toxinas e infecciones virales o bacterianas que afectan el sistema nervioso central [7].

## 1.3 Problemas asociados a la discapacidad motriz

Debido a las diversas formas por la que se puede generar una discapacidad motriz cabe mencionar los problemas a la que puede conducir la misma, como síntomas de debilidad y deterioro motor en las extremidades o la limitación de la capacidad de caminar, además de los efectos secundarios que pueden ser provocados debido a las permanentes posiciones que adoptan los niños: escoliosis, osteoporosis, espasticidad, trastornos respiratorios, problemas de circulación sanguínea, entre otros.

La movilidad es fundamental para el desarrollo **cognitivo** y psicosocial en el crecimiento de los niños, ésta a su vez es de vital importancia para participar o realizar algún tipo de actividad. Dado que la movilidad se ve influenciada por el medio ambiente, que conforme a la clasificación Internacional del Funcionamiento, Discapacidad y de la Salud (CIF), se define al medio ambiente como las condiciones físicas, sociales y de actitud presentes en la vida de un

individuo, es importante reducir la dependencia de los cuidadores y del mismo medio.

Tener movilidad independiente en la vida diaria necesita de adaptación a características físicas y sociales. Dado que las características físicas implican accesibilidad, superficies, obstáculos y distancias [8]. Para los niños que no tiene esta movilidad necesitan un producto de apoyo, se define un producto de apoyo a cualquier instrumento, equipo o tecnología adaptados o diseñados específicamente para mejorar el funcionamiento de una persona. La silla de rueda es un equipo que ayuda a proporciona movilidad independiente a los niños con esta discapacidad, pero permanecer mucho tiempo en este equipo trae consecuencias como: deformidad a largo plazo, restricciones en la respiración entre otros. Un aspecto para tener en cuenta, sobre los niños que sufren estas discapacidades, es como proporcionarles la oportunidad para conseguir un desarrollo lo más óptimo posible, por ello no solo es importante la elección de los productos de apoyo, tales como la silla de ruedas, ante estos casos de patologías es necesario una rehabilitación individual [9].

La terapia física de esta enfermedad podría mejorarse hipotéticamente mediante el uso de algún prototipo de extremidades inferiores (Exoesqueleto) que contribuirían a evitar los efectos secundarios de la discapacidad.

#### **1.4 Aplicación de la robótica en la discapacidad motriz**

Las primeras aplicaciones de la robótica en el campo de la discapacidad datan ya de los años 70, con la construcción de elementos prostéticos y ortéticos (brazos, piernas y manos) [10].

Debido al avance de la ciencia y la tecnología en los últimos años se han diseñado estructuras mecánicas con el fin de mejorar las condiciones de los pacientes con discapacidades motrices, conocidas como exoesqueletos. Un exoesqueleto robótico se define como un mecanismo estructural externo cuyos segmentos y articulaciones se corresponden con las del cuerpo humano (estructura antropomórfica). Éste se adapta o acopla a la persona de manera que el contacto físico entre estos permita una transmisión directa de señales y de

potencia mecánica [11]. Se mencionarán algunos exoesqueletos comerciales que se utilizan para las extremidades inferiores:

- **REWALK** (Figura 1.1). Es un exoesqueleto motorizado que puede permitir a los adultos con discapacidades motoras pararse, sentarse, girar y caminar. La empresa israelita ARGO Medical Technologies fue la que diseñó este exoesqueleto que funciona gracias a un motor eléctrico con batería recargable que junto a una serie de sensores mandan señales a un ordenador colocado en la mochila que es parte de la estructura. La vida útil del dispositivo es de aproximadamente cinco años, REWALK cuesta US \$ 71.600 para un dispositivo personal y US \$ 85.500 para un dispositivo institucional, con tarifas de servicio anuales adicionales [12].



**Figura 1.1: Rewalk, exoesqueleto para paráliticos**

- **LOKOMAT** (Figura 1.2). Fue presentado en España en las XXIV Jornadas de la Sociedad Española de Paraplejía en 2007. Este prototipo ha sido ideado por el ingeniero eléctrico Gery Colombo. El modelo se ha desarrollado gracias a una colaboración entre el Hospital Universitario de Balgrist, de Zurich (Suiza), y la empresa de ingeniería médica Hocoma. Una cualidad principal que tiene Lokomat consiste en acelerar la rehabilitación de los pacientes que han sufrido una hemiplejía, paraplejía, tetraplejía o que sufren daños cerebrales, basado en la tecnología DGO, (driven gate ortosis o de conducción de la ortosis), simula y reproduce la marcha fisiológica del individuo [4].



**Figura 1.2: Lokomat para niños y adultos**

- **ATLAS 2020** (Figura 1.3). El modelo ATLAS 2020 es el primer exoesqueleto pediátrico del mundo diseñado para niños de entre 3 a 14 años con paraplejia, tetraplejia, Atrofia Muscular Espinal, Distrofia Muscular Congénita. Aporta movilidad en todas las direcciones espaciales (3D). Las dimensiones son fácilmente ajustables al crecimiento del niño.

La estructura consiste en unos largos soportes, llamados ortesis, que se ajustan y adaptan a las piernas y tronco del niño. En las articulaciones una serie de motores imitan el funcionamiento del músculo humano y aportan al niño la fuerza que le falta para mantenerse en pie y caminar. El sistema lo completan una serie de sensores, un controlador de movimiento y una batería con cinco horas de autonomía [13].



**Figura 1.3: ATLAS 2020 exoesqueleto pediátrico**

## CAPÍTULO 2

### 2. DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL DEL EXOESQUELETO ROBÓTICO

Por lo expuesto anteriormente, los exoesqueletos robóticos inyectan energía al usuario, lo que permite la movilidad de sus extremidades con una mayor potencia, y debido a su estructura metálica también brinda una protección adicional a su portador para poder llevar a cabo actividades que una persona común y corriente no puede realizar.

Sin embargo, esta idea también puede ser integrada en la medicina, donde la motricidad de las extremidades de un paciente puede mejorar por medio de terapias periódicas.

En una primera instancia, el dispositivo está diseñado para solo en los miembros inferiores de niños que no presenten una patología en la motricidad de sus piernas, la terapia se basó en movimientos predefinidos simples, los cuales están almacenados y generados en una tarjeta de control.

En la construcción del exoesqueleto, se usaron motores que emulan cada una de las principales articulaciones de cada pierna, es decir se colocó un motor que generaba el movimiento del tobillo, la rodilla y la cadera.

A continuación, una breve descripción de los componentes usados para el sistema de control del dispositivo.

#### 2.1 Motores

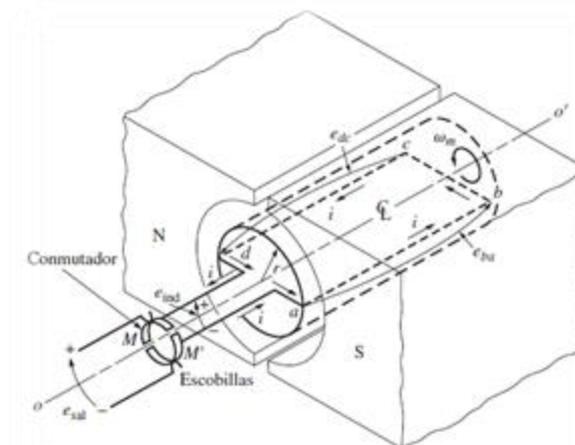
Los motores son máquinas que convierten energía de cualquier tipo en energía mecánica, para la aplicación del exoesqueleto se optó por motores eléctricos, es decir el movimiento es generado a partir de energía eléctrica. Los motores son los componentes más importantes dentro del exoesqueleto, puesto que son los responsables de que los movimientos se lleven a cabo con eficiencia, sin que entes externos interrumpan su funcionamiento.

Sin embargo, existen dos grandes tipos energía que pueden ser usado como alimentación para los motores eléctricos, fuentes de corriente continua (DC) y fuentes de corriente alterna (AC).

Los motores de corriente continua suelen ser pequeños y portables, ideales para proyectos pequeños o caseros, en contraste con los motores de corriente continua que suelen ser de mayor tamaño y mayor potencia debido a su enfoque en el área industrial.

Debido a la aplicación, se optó por usar motores eléctricos de corriente continua, estas máquinas están compuestas principalmente por un rotor y un estator, los cuales son la parte giratoria y estacionaria del motor respectivamente, y el movimiento rotativo se genera a partir de un campo magnético entre estas dos componentes.

Estos motores funcionan por medio del proceso de Conmutación, el cual consiste en cambiar las conexiones internas del motor cada vez que el voltaje introducido en las espiras cambia de dirección, por lo tanto, la salida en los contactos también funciona de igual manera. Estos contactos fijos se denominan Escobillas, las cuales tienen la función unir la conexión eléctrica del estator y el rotor dentro del motor eléctrico como se observa en la Figura 2.1.



**Figura 2.1: Vista en perspectiva de un motor DC simple con un conmutador y escobilla.**

Sin embargo, en la práctica estas máquinas no son tan eficientes, debido a que pueden ser perturbadas por fuentes externas. El caso más común es que el rotor del motor comience a girar debido a una fuente de potencia externa, esto implica que un flujo de corriente adicional será inyectado o inducido al igual que un nuevo campo magnético, por ende, el flujo magnético en el entrehierro de la máquina es distorsionado y el proceso de Conmutación es afectado. Este problema es más visible cuando el motor desprende calor excesivo, genera ruido abundante, y se crea un arco eléctrico y grandes chispas en las escobillas. La velocidad con la que reacciona el motor decrece con el gradual deterioro de las escobillas, por lo que son cambiadas periódicamente.

Por lo anterior expuesto, fueron creados los Motores Eléctricos DC sin Escobillas (Figura 2.2), los cuales conservan las características de un motor de corriente continua tradicional, con la principal diferencia que el conmutador mecánico y las escobillas son reemplazadas por un sistema de conmutación electrónica, donde la corriente eléctrica pasa directamente por el embobinado del estator.



**Figura 2.2: Esquemático genérico de un motor eléctrico sin escobillas.**

Los motores Eléctricos sin escobillas, comúnmente llamados BRUSHLESS o BLDC por sus siglas en inglés, representan grandes ventajas frente a los motores tradicionales con Escobillas. Las principales son: mayor vida útil, menor generación de ruido, mayor eficiencia y mayor respuesta dinámica. Estos motores son mucho más complejos que los motores comunes de corriente continua por lo que también implica que sean mucho más caros y que requieran de controladores específicos para su correcto funcionamiento.

Sin embargo, al tratarse de una aplicación médica y sobre todo niños los motores deben ser lo más precisos y eficientes posibles, lo cual la empresa MAXON MOTORS lleva años siendo líder en la construcción de Motores de corriente continua Sin Escobillas.

De acuerdo a las especificaciones de la aplicación se optó por usar dos tipos de motores sin escobillas, el MAXON EC 397172 (Figura 2.3) para las articulaciones de la rodilla y del pie, junto con una caja reductora HARMONIC DRIVE de relación 160:1 lo cual permite elevar la fuerza del motor 160 veces más, de acuerdo a la Tabla 1 el torque nominal de este motor es de 128 mNm (mili Newtons por metro), por lo este se eleva hasta alcanzar aproximadamente los 20,5 Nm (Newtons por Metro).



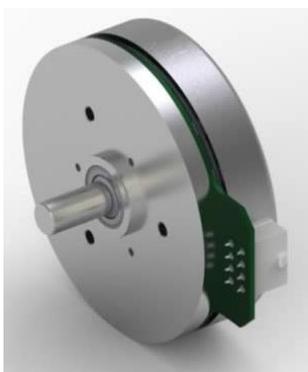
**Figura 2.3: Ilustración de un motor MAXON EC 397172.**

A continuación en la Tabla 1 se muestran las especificaciones importantes del motor MAXON EC 397172.

INFORMACIÓN DEL MOTOR	VALOR	UNIDAD
Voltaje Nominal	24	V
Velocidad Nominal	4860	RPM
Velocidad Máxima	10000	RPM
Corriente Nominal	3.21	A
Torque Nominal	128	mNm
Potencia	70	Watts
Constante de Tiempo Térmico del Devanado	29.6	s
Constante de Velocidad	259	RPMV
Numero de par de Polos	8	-----

**Tabla 1: Especificaciones Relevantes del motor MAXON EC 397172**

El motor MAXON EC 323772 (Figura 2.4) fue usado para emular la articulación de la cadera en conjunto con una caja reductora también HARMONIC DRIVE de relación de 100:1. Según la Tabla 2 el torque nominal de este motor es de 387 mNm (mili Newtons por metro), significa que el torque nominal llega casi a los 39 Nm (Newtons por Metro).



**Figura 2.4: Ilustración de un motor MAXON EC 323772.**

A continuación en la Tabla 2 se muestran las especificaciones importantes del motor MAXON EC 323772.

INFORMACIÓN DEL MOTOR	VALOR	UNIDAD
Voltaje Nominal	24	V
Velocidad Nominal	2650	RPM
Velocidad Máxima	5000	RPM
Corriente Nominal	4,39	A
Torque Nominal	387	mNm
Potencia	90	Watts
Constante de Tiempo Térmico del Devanado	52,6	s
Constante de Velocidad	135	RPMV
Numero de par de Polos	12	-----

**Tabla 2: Especificaciones Relevantes del motor MAXON EC 323772**

Los dos modelos de motores EC Brushless que fueron usados en el sistema poseen 8 pines para la conexión con su respectiva interfaz, y a su vez comparten el mismo orden de cableado. A continuación, en la Tabla 3 se detalla más información de los mismos.

Pin	Función
1	Entrada 1 del Sensor Hall
2	Entrada 2 del Sensor Hall
3	Alimentación de los Sensores Hall
4	Devanado del Motor 3
5	Entrada 3 del Sensor Hall
6	GND (Tierra)
7	Devanado del Motor 1
8	Devanado del Motor 2

**Tabla 3: Descripción de los pines del motor MAXON EC 397172 y 323772**

Como se observa en la Tabla 3, en la primera columna se encuentran enumerados los 8 pines que poseen los motores y a continuación se tiene la función que posee cada pin de dichos motores. Por ejemplo el pin 6 significa que debe ser conectado a tierra.

## 2.2 Controlador del Motor

Como se precisó anteriormente estos motores necesitan una interfaz especial para ser manipulados, el DRIVER escogido es el modelo ESCON36/3 EC creado por la misma empresa, MAXON MOTORS, el cual puede accionar motores eléctricos sin escobillas de hasta 97 Watts de Potencia, siendo suficiente para el control del Exoesqueleto. Este dispositivo permite varios modos de uso: controlador de corriente, controlador de velocidad o variador de velocidad. Dispone de varias entradas y salidas analógicas y digitales. Se conecta con la PC mediante un puerto USB y se configura por medio de la interfaz gráfica “ESCON STUDIO”.

El DRIVER contiene varias funciones, funciones que están agrupadas en un conjunto de pines como J1(Tabla 4), J2(Tabla 5), J5(Tabla 6), J6(Tabla 7) y J7, cada una con una especificación única:

J1 - sirve para conectar la fuente de alimentación de 24 V

Pin	Función
1	GND (Tierra)
2	VCC

**Tabla 4: Descripción de los pines de J1**

J2 – Sirve para conectar el motor MAXON a usarse con el Driver. La topología es la siguiente:

Pin	Función
1	Devanado del Motor 1
2	Devanado del Motor 2
3	Devanado del Motor 3
4	Alimentación de los Sensores Hall para el motor
5	GND (Tierra)
6	Entrada 1 del Sensor Hall
7	Entrada 2 del Sensor Hall
8	Entrada 3 del Sensor Hall

**Tabla 5: Descripción de los pines de J2**

J5 – Sirve para conectar las entradas y salidas digitales de datos, aquí se pueden configurar según las necesidades del usuario. A continuación, la descripción de los pines.

Pin	Función
1	Entrada digital 1
2	Entrada digital 2
3	Entrada/Salida digital 3
4	Entrada/Salida digital 4
5	GND (Tierra)
6	Voltaje Auxiliar +5V

**Tabla 6: Descripción de los pines de J5**

Dentro de estos parámetros, la entrada digital 1 fue configurada como entrada de la señal, es decir por aquí se controla la velocidad a la que se mueve el motor mediante Modulación por Ancho de Pulsos (PWM) de lo cual se detallará más adelante.

Las entradas digitales 2 y 4 fueron configuradas como habilitador e inhabilitador del motor respectivamente, poseen lógica positiva, es decir cuando existe un cambio de voltaje de GND a VCC, el motor arranca o se detiene dependiendo del PIN teniendo en cuenta que para que el motor arranque, el pin de Parada debe estar en apagado (GND), a su vez, para que el motor se detenga el pin de Arranque debe estar desactivado (GND).

La entrada digital 3, fue usada como el control de Giro del Motor, es decir, este PIN indica para que dirección debe girar, si el ESCON 36/3 EC detecta VCC, el motor gira a la derecha, por consiguiente, si el DRIVER detecta en este pin GND, el motor se mueve hacia la izquierda.

El pin 6 se conecta a GND para que estas entradas estén referenciadas y finalmente el pin 7 se conecta a una fuente auxiliar de VCC, el cual fue conectado a una de las salidas de VCC de la Tarjeta Programable (Arduino MEGA / DE0 NANO).

J6 - Sirve para conectar entradas y salidas analógicas, además se puede obtener información fortuita de la situación actual del motor. Sin embargo, en esta aplicación no fue de gran utilidad puesto que la estructura del exoesqueleto y la caja reductora alteran los resultados finales. A continuación, en la Tabla 7 se presenta la respectiva descripción de PINES.

Pin	Función
1	Entrada analógica 1, señal positiva
2	Entrada analógica 1, señal negativa
3	Entrada analógica 2, señal positiva
4	Entrada analógica 2, señal negativa
5	Salida analógica 1
6	Salida analógica 2
7	GND

**Tabla 7: Descripción de los pines de J6**

J7 – Sirve para conectar el ESCON 36/3 EC a la PC mediante un cable mini USB para su posterior configuración.

A continuación, se detalla la configuración inicial del software ESCON STUDIO.

### 2.2.1 Configuración Inicial ESCON 36/3 EC

Lo primero fue descargar el software desde la página principal (Figura 2.5) <https://www.maxonmotor.es/maxon/view/content/ESCON-Detailsite>.

En la parte inferior se mostró lo siguiente:



**Figura 2.5: Página Oficial de descarga del software ESCON STUDIO.**

Se procedió a dar clic en “Descargar ESCON Setup” para descargar el Software y posteriormente instalar.

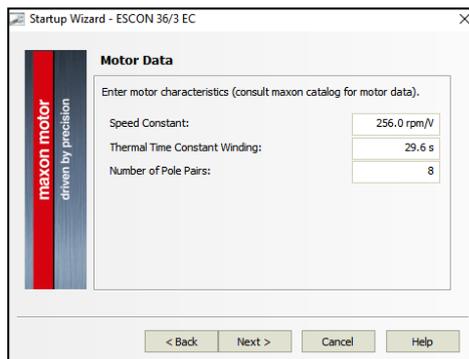
Una vez que el programa estuvo instalado, se conectó un ESCON 36/3 EC y a este, uno de los dos motores a usarse para empezar a configurarlo, para este ejemplo se utilizó un MAXON EC 397172.

Al conectar el driver a la PC, se desplegó un Cuadro de Dialogo inicial, donde el software le da la bienvenida al usuario, se seleccionó ACEPTAR para empezar el debido reconocimiento de Hardware, al final de este proceso como lo indica la Figura 2.6 aparece un nuevo Cuadro de Diálogo que muestra el modelo de Driver, es de decir ESCON36-3 EC.



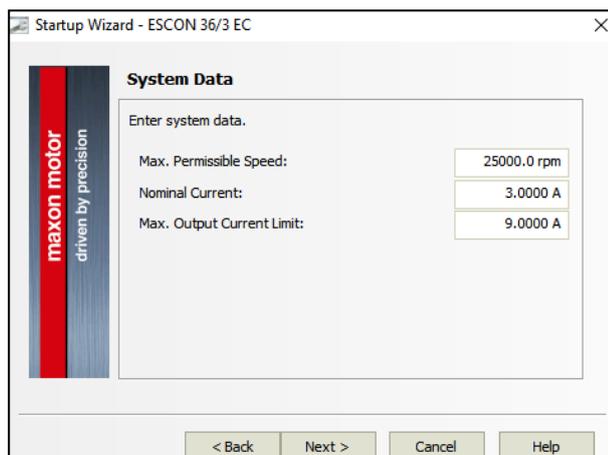
**Figura 2.6: Cuadro de Dialogo que indica el reconocimiento del ESCON 36/3 EC**

Luego, se presionó el botón Siguiente (NEXT), en el siguiente Cuadro de Diálogo que se muestra en la Figura 2.7, el software solicita tres parámetros propios de cada modelo de motor, los cuales son: Constante de Tiempo Térmico del Devanado, Constante de Velocidad y Numero de par de Polos; dichos parámetros se encuentran detallados en las Tablas 1 y 2, para los motores 397172 y 323772 respectivamente.



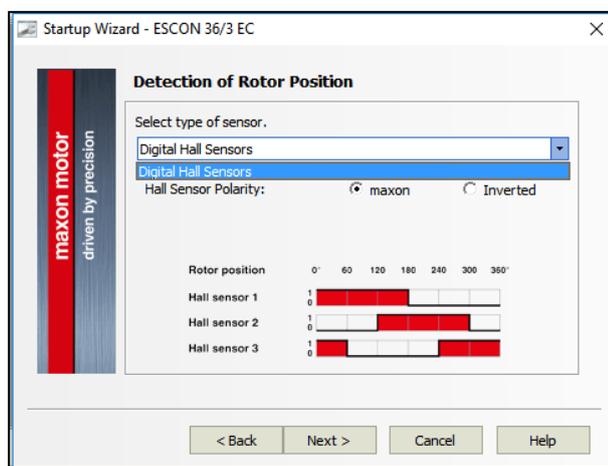
**Figura 2.7: Cuadro de Dialogo que solicita ingresar parámetros característicos de cada motor.**

Una vez que estos valores son ingresados, se procedió a dar clic una vez más en “Siguiente” (NEXT), nuevamente se desplegó un Cuadro de Diálogo como se muestra en la Figura 2.8 que solicita valores máximos tanto como de corriente como velocidad, también incluye la corriente nominal, el cual es la corriente con la que trabaja el motor normalmente. De acuerdo a las Tablas 1 y 2 el modelo 397172 soporta una velocidad máxima de 10000 revoluciones por minuto, su corriente nominal es de 3 Amperios y su limitante es de 5 Amperios por motivos de la fuente de alimentación, en contraste con el modelo 323772 que soporta solo la mitad de velocidad y según la Tabla 2 trabaja con 5.4 Amperios de corriente nominal, sin embargo, para la aplicación es suficiente ajustar a 3 Amperios y limitarle como máximo 5 Amperios.



**Figura 2.8: Cuadro de Dialogo que solicita ingresar Velocidad Máxima Permitida, Corriente Nominal y Límite máximo de Corriente.**

Una vez más se dio Clic en “Siguiete” para avanzar al próximo Cuadro de Diálogo. En este nuevo Cuadro de Dialogo como se observa en la Figura 2.9 permite seleccionar la forma en cómo se detecta la posición del rotor, el único sensor disponible son los Sensores Hall Digitales.

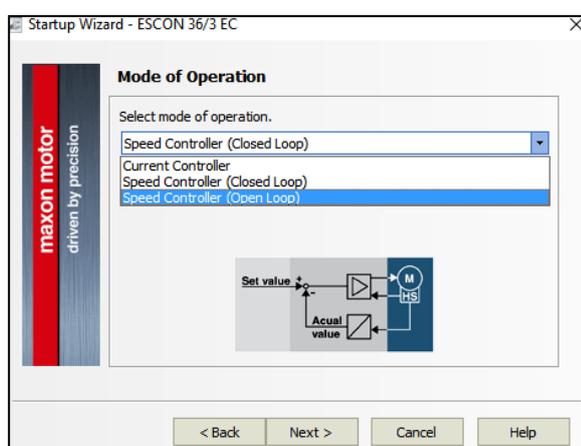


**Figura 2.9: Cuadro de Dialogo que solicita ingresar el método de Detección de la Posición del Rotor del Motor.**

Cada motor EC MAXON, cuenta con tres sensores Hall, un sensor de tipo Hall es aquel sensor que adquiere como dato la intensidad de Campo

Magnético de un motor, lo que permite calcular la velocidad en tiempo real en Revoluciones por Minuto. La única opción que puede ser cambiada es la la polaridad de los mismos, por lo que se deja la opción de por defecto intacta, y se presiona “Siguiente”.

El siguiente Cuadro de Diálogo como lo indica en la Figura 2.10 indica el Modo de Operación del motor, existen tres modos diferentes de uso: Control de corriente, control de velocidad con lazo abierto, y control de velocidad de lazo cerrado.

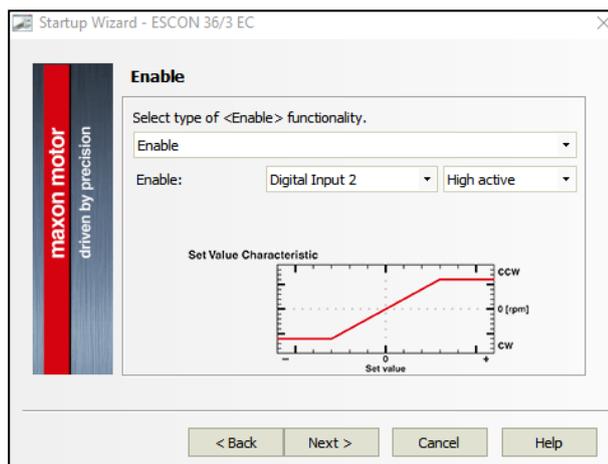


**Figura 2.10: Cuadro de Diálogo que permite seleccionar el Modo de Operación del Motor.**

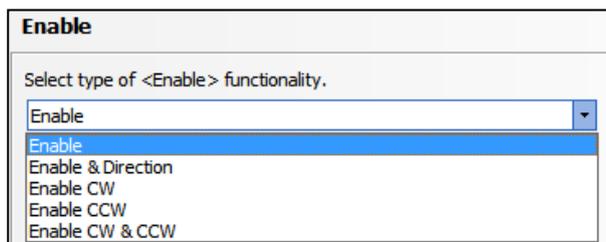
Control de corriente significa que la corriente será siempre constante sin importar la velocidad a la que el motor gire. Como controlador de velocidad puede ser en Lazo Cerrado y Lazo Abierto, Lazo Abierto simplemente envía la señal de salida sin ningún de control, por el contrario, el Control de Velocidad por Lazo Cerrado, compara la salida del motor con la señal de entrada, es decir usa esta información como retroalimentación para aplicar el debido control. El sistema necesita control, por lo tanto, es seleccionada la opción de Control de Velocidad por Lazo Cerrado.

En la Figura 2.11, muestra el Cuadro de Diálogo que sirve para configurar el pin Hgabilador y Dirección. Al seleccionar en habilitador, se despliega una nueva ventana como se observa en la Figura 2.12. Existen varias

opciones de habilitador. Habilitador, Habilitador y direccion, Habilitador en direccion a las manecillas del reloj, Habilitador en direccion en contra a las manecillas del reloj y Habilitador en direccion y en contra de las manecillas del reloj.

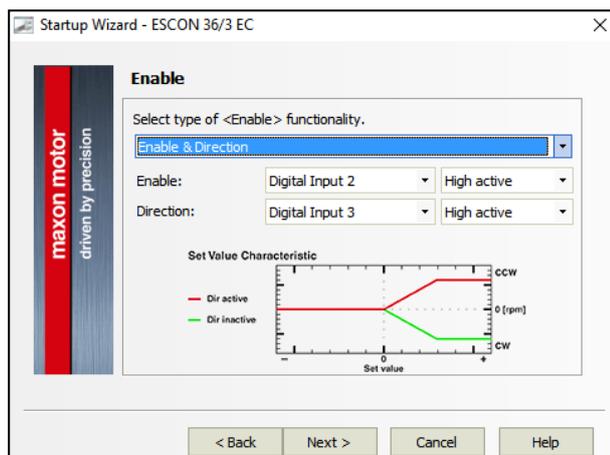


**Figura 2.11: Cuadro de Dialogo que permite seleccionar el PIN habilitador del Motor.**



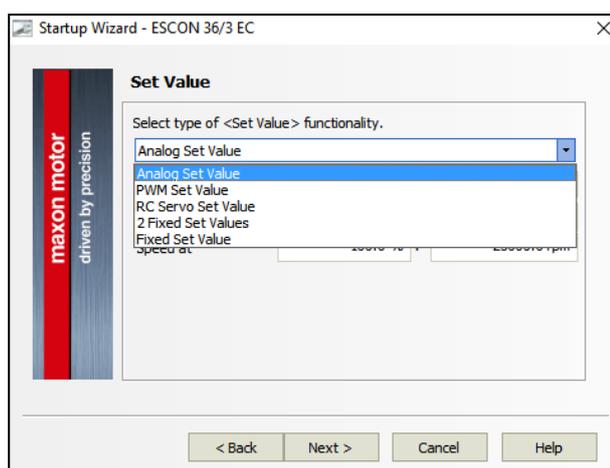
**Figura 2.12: Diferentes tipos de funcionalidad del PIN habilitador.**

Para esta aplicación, se utilizará la segunda opción, ya que también necesitará la dirección como variable, a continuación (Figura 2.13) se tendrá que fijar que pines se usarán para la aplicación, en este caso el Pin 2 y 3.



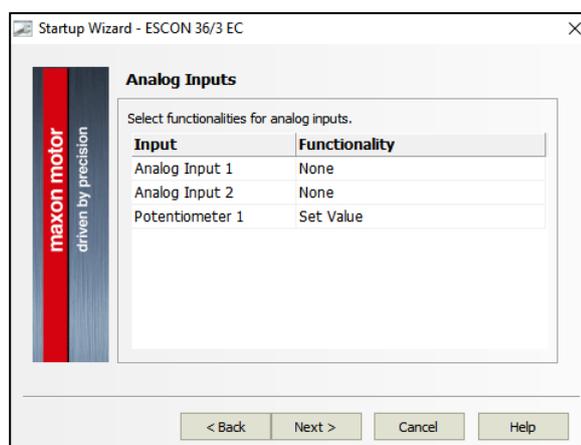
**Figura 2.13: Funcionalidades de Pin Habilitador.**

A continuación se despliega una nueva ventana donde el valor de la funcionalidad señal del PIN1, tal cual se muestra en la Figura 2.14. Existen varias opciones de cómo puede ser obtenida esta señal como Valor Analógico, Valor en PWM, Valor RC de Servo, entre otras. Dada la naturaleza de la tarjeta de control, se seleccionó Valor en PWM, Modulación por Ancho de Pulsos, el cual es un método de codificación digital.



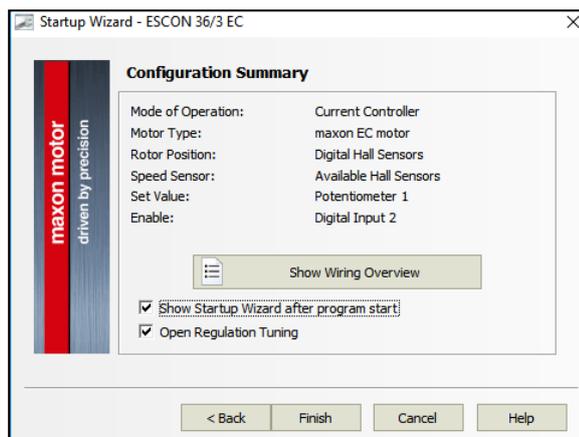
**Figura 2.14: Cuadro de Dialogo que permite seleccionar el tipo de la señal de entrada.**

En el siguiente Cuadro de Diálogo, tal como se muestra en la Figura 2.15, sirve para configurar las entradas analógicas, en caso de que el software requiera una señal externa al sistema, para la aplicación del exoesqueleto, no se necesitan entradas ni salidas analógicas, puesto que la única señal externa que el software necesita es digital. Por lo tanto solo se dio clic en “Siguiente”, luego en el siguiente cuadro de dialogo se muestra la configuración de las salidas analógicas, por lo expuesto anteriormente solo se procedió a dar clic en siguiente y terminar la configuración.



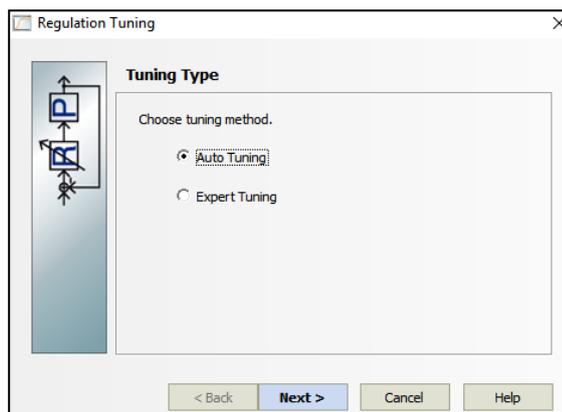
**Figura 2.15: Cuadro de Dialogo que permite configurar las entradas Analógicas.**

Finalmente, en la siguiente ventana de dialogo de la Figura 2.16, permite corroborar los datos característicos y comportamiento del motor introducidos anteriormente, incluso incluye una opción que muestra un mapa detallado de cómo debe ser el cableado entre motor-driver y entradas y salidas tanto analógicas como digitales. Una vez que el usuario haya terminado de verificar las especificaciones requeridas, se concluye con un clic en “Finalizar”.



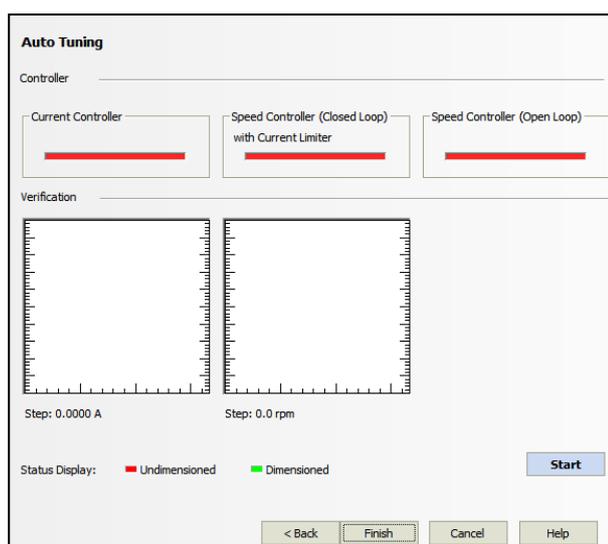
**Figura 2.16: Cuadro de Diálogo que detalla la configuración del funcionamiento del motor.**

El software del driver ESCON EC 36/3 consta de un controlador PID, el cual permite regular la velocidad mediante inyección de corriente al motor desde la fuente de voltaje, es decir siempre mantiene la velocidad indicada y no se verá afectada por fuerzas externas al sistema que ejerzan sobre el motor. Según la Figura 2.17 existen dos tipos de configuración para controlar la velocidad: Modo Automático y Modo Experto, en el modo automático el software empieza a mover el motor a diferentes amplitudes de operación dependiendo de la velocidad y corriente nominal fijadas, hasta que encuentre los parámetros necesarios que permitan el control de velocidad, por el contrario, en el modo Experto, el usuario es capaz de ajustar estos valores de amplitud manualmente.



**Figura 2.17: Cuadro de Diálogo que permite configurar el tipo de controlador de velocidad. Fuente: Software ESCON Studio.**

Debido a que no es necesario ninguna condición en particular, se optó por seleccionar Modo Automático, a continuación, se despliega el Cuadro de Diálogo que se indica en la Figura 2.18, de manera gráfica e intuitiva el software muestra los un esquemático de Corriente vs Tiempo y Velocidad vs Tiempo, los cuales permiten conocer el tiempo de reacción con ambas variables y lograr el debido control, en la parte superior e muestra el estado de la regularización. Se procede a presionar” Empezar”.



**Figura 2.18: Ventana de Sintonización Automática Inicial.**

El software muestra un mensaje de alerta, indicando que el motor se moverá, una vez más dar clic en “Aceptar”, el actuador empezará el proceso de regulación de velocidad, por unos momentos el motor se moverá de derecha izquierda y a diferentes velocidades. Una vez que haya identificado estos valores de control y graficado en la pantalla, el resultado es similar al que se muestra en la Figura 2.19.



**Figura 2.19: Ventana de Sintonización Automática con el proceso ya finalizado.**

Una vez terminado todo este proceso para cada motor, ambos modelos están listos para trabajar en conjunto con el Controlador, el cual envía la señal del Patrón de Movimientos codificada en PWM.

### 2.3 Controlador

El controlador de del Sistema debe ser una tarjeta programable robusta, entre las opciones del mercado se encuentran los microcontroladores: como son PIC o Arduino, los cuales están compuestos de una CPU, memorias y pines destinados para entrada y salida de Periféricos, para una tarea específica estos dispositivos suelen ser suficientes, sin embargo, la velocidad de procesamiento suele ser limitada y al tratarse de salud humana, se optó por un sistema más robusto, un sistema embebido.

Un sistema embebido es un sistema de control diseñado para cumplir funciones específicas, poseen una velocidad de procesamiento muy superior en contraste

a un microcontrolador, permite enviar información precisa en tiempo real y es ideal para cumplir las necesidades más exigentes de un programador.

### 2.3.1 FPGA

De la amplia gama de sistemas embebido se encuentran las FPGA (Figura 2.20), por sus siglas en ingles Field Programmable Gate Array, o Matriz de puertas programables. Son tarjetas de control que por lo general diseñan su circuito electrónico mediante un IDE que soporta Lenguaje de Descripción de Hardware, HDL por sus siglas en ingles Hardware Description Language, desde un pequeño sistema combinatorial hasta una compleja y robusta máquina de procesamiento, debido a que su tecnología permite optimizar sus recursos en la creación del sistema ya que su estructura, diseño, frecuencias de operaciones, conexiones y lógica deben ser definidas previamente.

Debido a la versatilidad de la familia FPGA, es posible crear una máquina virtual que simula un microcontrolador, sin embargo, con los beneficios de un sistema embebido, esto significa que puede ser programable mediante Lenguaje C, el cual es el lenguaje de programación estructural más común que existe.



Figura 2.20: FPGA Stratix 10 creada por INTEL Altera.

### 2.3.2 Sistema de Control DE-0 NANO

Dentro del mercado existen una gran cantidad de FPGA, y al menos ALTERA (actual INTEL) ha sido líder en desarrollo en este tipo de tarjetas, creando a lo largo de su trayectoria varias familias de FPGAs, como Cyclone y MAX, las que han sido usadas previamente.

Se optó por usar una tarjeta CYCLONE IV, la cual se encuentra dentro de la placa DE0-Nano (Figura 2.21), de un tamaño compacto, ligero consumo de energía, reprogramable, ideal para diseñar y prototipar sistemas de control portátiles.



**Figura 2.21: Ilustración de tarjeta DE-0 NANO.**

### **2.3.3 NIOS II**

NIOS II es una arquitectura para procesadores embebidos de 32 bits diseñado exclusivamente para las FPGA de la familia Altera. La arquitectura de NIOS II posee un softcore RISC, característica particular de las FPGA, esto significa que el núcleo del microprocesador puede ser implementado completamente programable.

Esta naturaleza del Softcore de NIOS II permite que el diseñador del sistema sea capaz de especificar y generar un núcleo personalizado en NIOS II, es decir NIOS II se adapta a los requerimientos para la aplicación

del usuario. Los diseñadores de estos sistemas incluso pueden ampliar las funcionalidades básicas de NIOS II en bloques de memoria lógica creados en VHDL, esto permite definir instrucciones y periféricos personalizados.

La herramienta que permite personalizar la estructura del núcleo de la FPGA se llama QSYS y viene incluida en la barra de herramientas de QUARTUS PRIME.

#### 2.3.4 QSYS

La herramienta de integración de sistemas Qsys (Figura 2.22) permite diseñar sistemas de hardware digital que contienen componentes tales como procesadores, memorias, interfaces de entrada y salida, temporizadores y similares. Qsys permite al usuario elegir los componentes deseados que se desean usar y anexarlos al sistema, en este caso particular para NIOS II, los componentes son seleccionados mediante una interfaz gráfica, la cual genera automáticamente el sistema de hardware que conecta con todas las componentes.



**Figura 2.22: Ilustración de arranque de Qsys Pro 17**

#### 2.3.5 NIOS II Software Build Tools for Eclipse

Eclipse es un famoso Entorno de Desarrollo Integrado IDE por sus siglas en inglés Integrated Development Environment, permite crear programas

en varios lenguajes de Programación como Java, C / C++, PHP, entre otros.

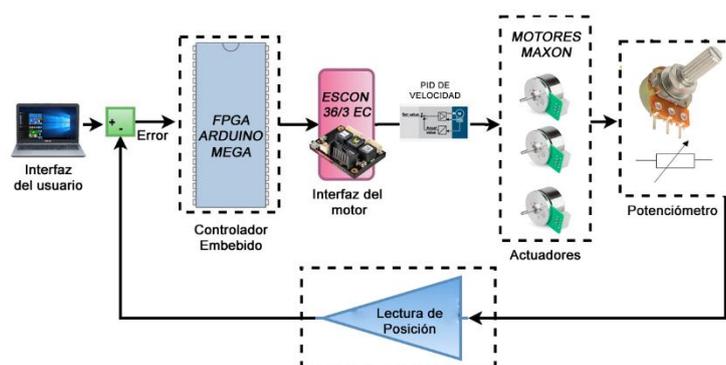
QUARTUS PRIME posee una herramienta llamada “NIOS II Software Build Tools for Eclipse”, la cual permite integrar la maquina creada en Qsys, y programar sobre dicho Hardware mediante lenguaje C para mayor facilidad.

## CAPÍTULO 3

### 3. CONTROL DE MOVIMIENTO DEL EXOESQUELETO ROBÓTICO.

#### 3.1 Estructura del sistema de control.

En el diseño del Sistema de Control del Exoesqueleto (Figura 3.1) necesita una interfaz donde el usuario pueda configurar de manera gráfica los parámetros de control, en este caso usará una PC con el software QUARTUS PRIME para manipular la FPGA, sin embargo, en una primera instancia, el código para el sistema de control fue desarrollado en una tarjeta ARDUINO MEGA con su respectivo software.



**Figura 3.1: Diseño del sistema de control del Exoesqueleto**

En la Figura 3.1 se muestra de manera general un diagrama de bloques del sistema de control del exoesqueleto y a continuación se justifica cada uno de los componentes del sistema en mención.

El control de los motores requiere una retroalimentación puesto que necesita obtener la posición del ángulo de la articulación en cuestión en tiempo real, para evitar posibles retrasos o adelantos que por alguna razón mecánica el motor no se mueve de acuerdo con el valor de PWM fijado.

Un potenciómetro es conectado al sistema y mediante una banda dentada gira a la par con cada motor, convirtiéndose en un divisor de voltaje que me permite obtener la posición en tiempo real al usarla como retroalimentación

Los drivers de los motores DC Maxon previamente son configurados por el software ESCON STUDIO de acuerdo con la hoja de especificaciones de cada modelo de cada motor y la configuración de pines de entradas de datos.

El motor DC se mueve por modulación de ancho de pulsos PWM donde este interpreta esta señal digital codificada como valor analógico entre 0 y 4 voltios. Como primera fase se utilizó una tarjeta Arduino Mega que tiene la resolución del registro para PWM de 8 bits, en ésta se implementó el código fuente que conectado a los drivers manda la señal para generar el movimiento deseado, es decir  $2^8=256$ , puedo usar 256 valores diferentes que van del 0 al 255 ya que el cero es tomado como un valor.

Por requerimiento de este trabajo se sustituyó la tarjeta Arduino por una FPGA modelo DE-0 NANO.

### **3.2 Implementación en el sistema embebido FPGA**

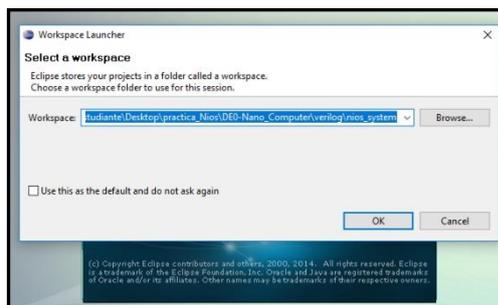
Para la creación del sistema embebido, primero es necesario crear todos los elementos que la NIOS II necesita, por medio de la herramienta QUARTUS PRIME. Estos elementos incluyen: convertidores ADC, PWM, comunicación UART, en lenguaje VHDL.

Para mayor facilidad, se dispone de una maquina creada previamente por el Club de robótica de ESPOL (ROBOTA), la cual puede ser descargada en el siguiente link.

<https://drive.google.com/open?id=0B-2upo0qaO3HVDZYREp5ZIRNOHM>

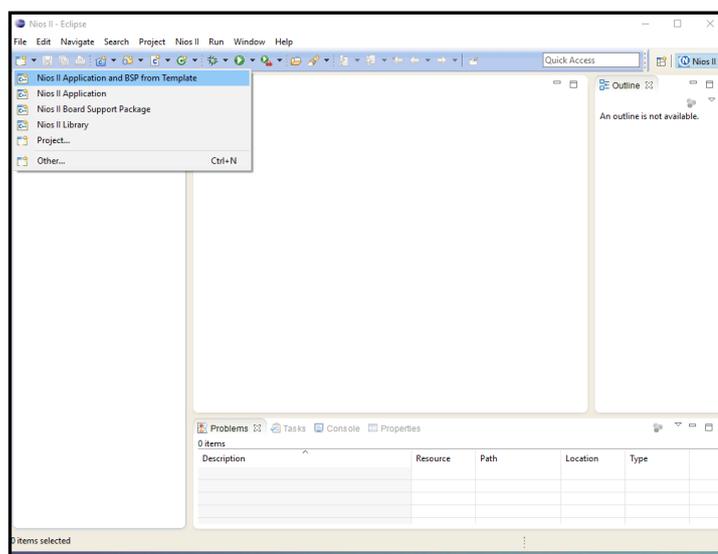
Una vez finalizada la descarga del archivo de descarga, se descomprime, y se procede a abrir QUARTUS PRIME. Luego seleccionar en Abrir Proyecto, y buscar la ruta donde se descargó la carpeta, elegir el archivo "system.qsys". Una vez abierto el proyecto, se procede a compilar y se verifica que no haya ningún error como se muestra en la Figura 3.2.





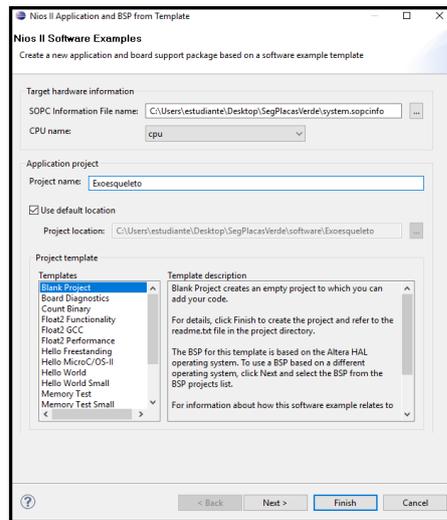
**Figura 3. 4: Cuadro de Dialogo para elegir el Espacio de Trabajo de Eclipse**

Luego se precisa la maquina controladora donde se va a trabajar. Para esto, primero se selecciona FILE > NIOS II APPLICATION AND BSP FROM TEMPLATE como se muestra en la Figura 3.5.



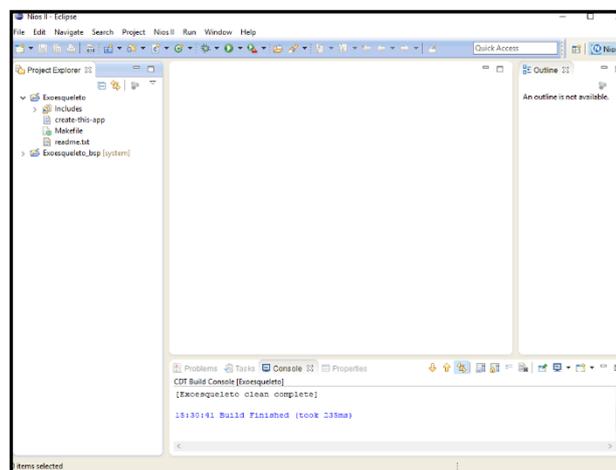
**Figura 3. 5: Interfaz de la herramienta NIOS II Software Build Tools for Eclipse**

En la siguiente Ventana, se especifica más detalles del hardware a usarse, el nombre del Proyecto, y el tipo de Proyecto, en este caso sería un proyecto en blanco como se muestra en la Figura 3.6.



**Figura 3. 6: Opciones del Tipo de Proyecto y Hardware a utilizarse**

Al dar clic en Terminar, de acuerdo a la Figura 3.7 se crean dos archivos con el mismo nombre, uno es del sistema donde se encuentran todos los recursos de hardware creados anteriormente, y el otro archivo es en el cual se trabaja y programa.



**Figura 3.7: Proyecto nuevo creado y listo para su uso**



- Coordinación. Implica el proceso neuromuscular de usar la secuencia correcta de movimientos con la fuerza indicada en el tiempo indicado.
- resistencia a la fatiga. En esta última fase se debe considerar los ejercicios de resistencia progresiva y actividades funcionales, para que el paciente no sienta fatiga al realizar los movimientos.

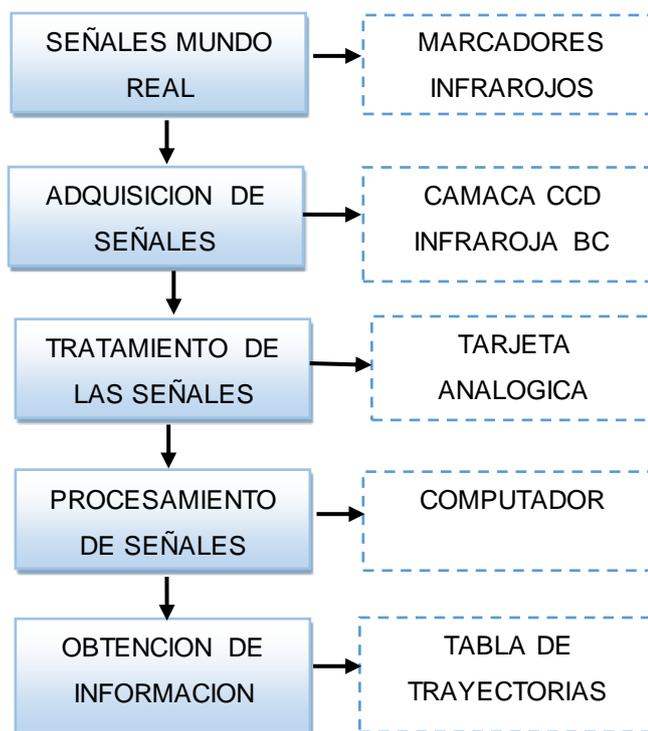
Para garantizar una buena rehabilitación se deben llevar a cabo estas 4 fases.

Repetir un movimiento correcto varias veces estimula la formación de un engrama de coordinación en el sistema nervioso central. El efecto de un engrama es la activación en red de un sistema de neuronas que se produce gracias a la excitación de las terminaciones del sistema nervioso. Realizar un patrón de movimiento incorrecto detiene el desarrollo de un engrama correcto [14].

### **3.4 Adquisición de las trayectorias**

La manera de la cual se obtuvieron las trayectorias de movimientos que realiza el exoesqueleto fueron referente a un estudio que se basa en la teoría de visión artificial, dicho estudio fue realizado en la universidad del Cauca por el PhD. Oscar Andrés Vivas Albán.

La teoría de la visión artificial permite obtener las consignas de las articulaciones del exoesqueleto, en este caso se tiene de la cadera, rodilla y tobillo, mediante un procesamiento de imágenes y una adquisición de datos (Figura 3.9) tomando capturas del movimiento en las extremidades inferiores del cuerpo humano.



**Figura 3.9: Mapa Conceptual del Sistema de Adquisición de Trayectorias Implementado**

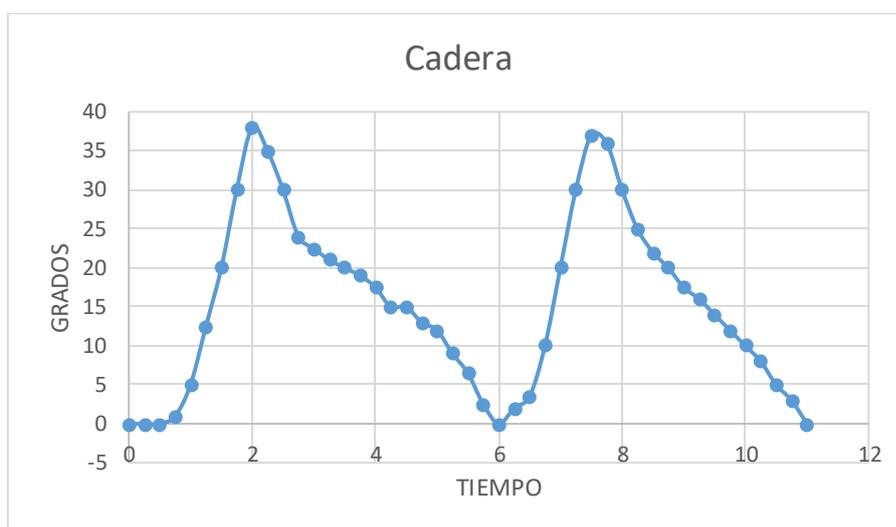
En la Figura 3.9 se puede observar la secuencia para la obtención de las señales para las trayectorias. Se adquiere las señales mediante la cámara CCD infrarroja BC 4028 WH, las cuales se extraen del mundo real producidas por una serie de marcadores infrarrojos que son colocados en los puntos articulares del paciente, que son la cadera, rodilla y tobillo.

Se desarrolló una conversión analógica / digital de las señales con la ayuda de la tarjeta de video analógica PVR-TV 7131 SE, permitiendo que el computador procese las señales y las pueda manejar de manera ideal. Finalmente, a través de algoritmos computacionales y expresiones matemáticas realizadas en MATLAB se obtienen una serie de datos, los cuales marcan los movimientos que harán trabajar cada una de las articulaciones del exoesqueleto.

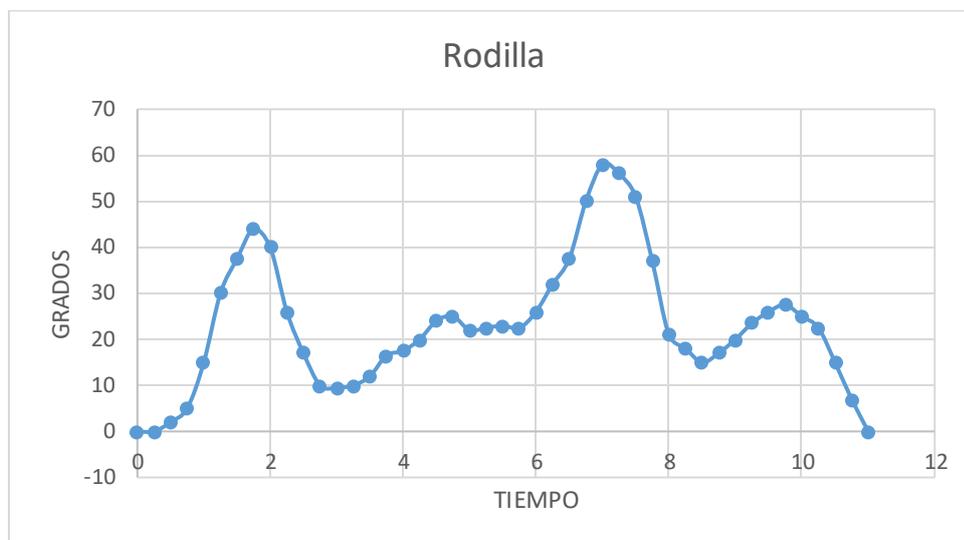
### 3.5 Procesamiento de las Señales

Teniendo listas las señales que van a ser usadas como patrón de movimientos de las articulaciones que se generaron durante la terapia de reeducación, se realizó un procesamiento de las trayectorias en el software Matlab como se observan en las Figuras 3.10, 3.11 y 3.12.

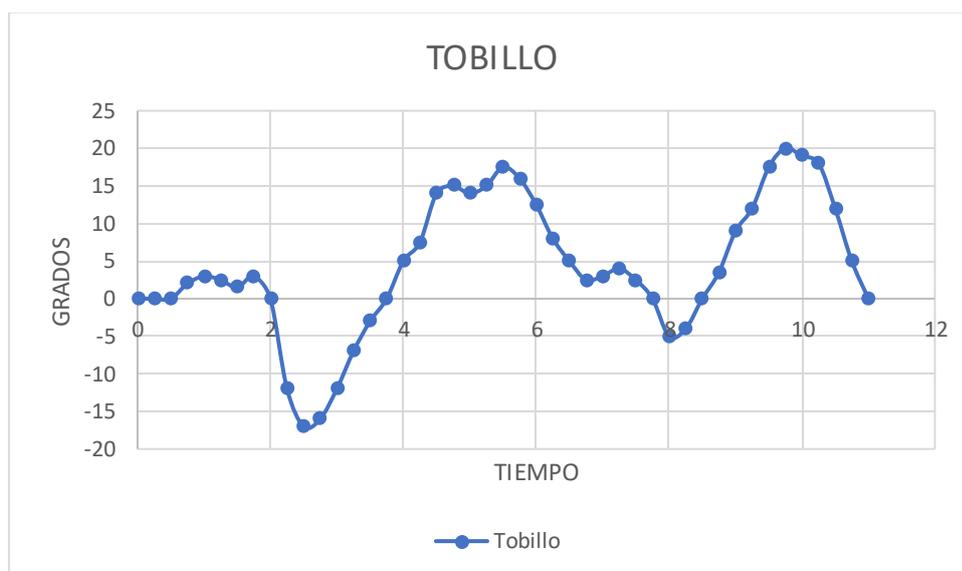
De acuerdo con los estudios realizados en la universidad de Cauca , los parámetros de tiempo y grados han sido manipulados de tal manera que la gráfica continua se convierta en discreta tomando valores en intervalos de 250 milisegundos para obtener las siguientes gráficas.



**Figura 3.10: Trayectoria de Marcha Frontal de la Cadera.**



**Figura 3.11: Trayectoria de Marcha Frontal de la Rodilla**



**Figura 3.12: Trayectoria de Marcha Frontal del Tobillo**

Por consiguiente, se obtienen valores en grados de las gráficas, los cuales son guardados en el código principal del controlador como arreglos para cada articulación.

### 3.6 Diseño del exoesqueleto robótico

En la Figura 3.13 se observa el prototipo del exoesqueleto diseñado en el software SolidWorks, que se asemeja de manera real al prototipo (Figura 3.14) ensamblado en piezas 3D construidas en una impresora marca TRONXY.



Figura 3.13: Representación en 3D del Exoesqueleto



Figura 3. 14: Diseño del prototipo impreso en PLC

En la Figura 3.15 se muestra el prototipo de exoesqueleto hecho en una impresora 3D, el cual tiene piezas elaboradas en material PLC.



**Figura 3.15: Parte de la estructura de la pierna izquierda**

En la Figura 3.15 se puede observar una parte del prototipo del exoesqueleto que muestra la articulación de la cadera moviéndose a un ángulo de 30 grados. Mientras que la Figura 3.16 se observa toda la estructura de la pierna izquierda.



**Figura 3.16: Estructura de la pierna izquierda del Exoesqueleto**

En la Figura 3.16 se muestra la parte de la cadera con la rodilla de la pierna izquierda del prototipo, sincronizadas de manera que ejecute la marcha frontal.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las trayectorias obtenidas mediante la teoría de visión artificial las cuales fueron almacenadas en el controlador fueron replicadas con éxito en la pierna izquierda.

Para este tipo de sistema es necesario tener una retroalimentación que garantice la precisión de los ángulos de las articulaciones controlando el número de vueltas dadas por los motores.

La colocación de los potenciómetros en cada una de las articulaciones permitió el control del exoesqueleto, ya que estos elementos funcionan como divisor de voltaje, es decir al leer el valor analógico de voltaje también indica la posición en tiempo real del exoesqueleto.

En un futuro este proyecto podría implementarse de manera autónoma, lo que significaría que no se necesite de algún mecanismo que sostenga al exoesqueleto y pueda caminar por sí solo.

Dado que las trayectorias obtenidas para la marcha frontal fueron compiladas en el controlador sin pasar primero por algún software de simulación, se recomienda simular primero la marcha para mayor precisión y sincronización del exoesqueleto.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Farnell. (2017, Jul). [Online]. Disponible en:  
<http://www.farnell.com/datasheets/1392365.pdf>.
- [2] Robotic, (2017, Jun). [Online]. Disponible en:  
<http://www.robotic.dlr.de/medical>
- [3] Xataka, (2017, Jun). [Online]. Disponible en:  
<https://www.xataka.com/robotica-e-ia/espana-ha-creado-el-primer-exoesqueleto-infantil-del-mundo>.
- [4] Roboticspot, (2017, Mar). [Online]. Disponible en:  
[www.roboticspot.com/robots.php?i](http://www.roboticspot.com/robots.php?i)
- [5] Grijalbo, (2017, Jul). Diccionario Enciclopédico Grijalbo [Online]. Disponible en: <http://www.farnell.com/datasheets/1392365.pdf>.
- [6] H. C. C. L. F. y. L. W. G, (2002). Causes and intervention in the area of cerebral palsy. Infants and young children
- [7] T. e. a. De Andrés, (1997). Factores etiológicos de las alteraciones motoras.
- [8] T. B. W. S. B. D. R. P. R. D. e. a. Palisano RJ, (2003). Effect of environmental setting on mobility methods of children with cerebral palsy.
- [9] H. G. Rodby-Bousquet E, (2010). Manual and powered wheelchair in children with cerebral palsy: a cross-sectional study
- [10] C. Alicia, (1999). Robótica y Personas con discapacidad.
- [11] McGraw-Hill, (2004). G. M. P., robótica Industrial, Tecnología, Programación y aplicaciones.
- [12] Cadth, (2017, Ago). [Online]. Disponible en:  
[https://www.cadth.ca/sites/default/files/pdf/ReWalk\\_Robotic\\_Exoskeletons\\_for\\_Spinal\\_Cord\\_Injury\\_e.pdf](https://www.cadth.ca/sites/default/files/pdf/ReWalk_Robotic_Exoskeletons_for_Spinal_Cord_Injury_e.pdf).
- [13] Periodicodearagon, (2017, Jun). [Online]. Disponible en:  
[http://www.elperiodicodearagon.com/noticias/sociedad/csic-disena-exoesqueleto-ninos-atrofia-muscular\\_1117305.html](http://www.elperiodicodearagon.com/noticias/sociedad/csic-disena-exoesqueleto-ninos-atrofia-muscular_1117305.html).

- [14] S. Irene, (2017, Sep). [Online]. Disponible en:[www.psicociencias.com/pdf\\_noticias/Terapias\\_de\\_reeducacion\\_para\\_maltratadores.pdf](http://www.psicociencias.com/pdf_noticias/Terapias_de_reeducacion_para_maltratadores.pdf).