



**Universidad de Cuenca
Facultad de Ingeniería
Escuela de Electrónica y Telecomunicaciones**

Tema:

**Diseño y construcción de un tobillo robótico para asistencia en
el proceso de rehabilitación**

Tesis previa a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica y
Telecomunicaciones

Director:

**Ing. Luis Ismael Minchala Ávila PhD.
CI: 0301453486**

Autor:

**Darío Alejandro Sinchi Torres
CI: 0104611082**

**Cuenca, Ecuador
2018**

Resumen

Este trabajo presenta una metodología para el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto de tobillo, orientado a la rehabilitación física de pacientes con discapacidad no invalidante. El análisis cinemático y dinámico de la extremidad inferior se realiza con el método propuesto por Denavit-Hartenberg y LaGrange-Euler respectivamente, con lo que se propone la construcción de un sistema de un grado de libertad. Los elementos mecánicos y el material requerido para su construcción se determinan mediante software CAD, el dimensionamiento del actuador se obtiene mediante un análisis estático de la articulación. El sistema de control de posición, la interfaz de comunicación y el procesamiento de la señal se efectúan en tiempo real a través de código implementado en un dsPIC.

El código que ejecuta el micro controlador incluye procesos de filtrado, detección de envolvente y de intención de movimiento a partir de señales sEMG del músculo tibial anterior izquierdo. El código de los dos primeros procesos se evaluó previamente en MATLAB utilizando señales offline; para el proceso de detección se efectuaron pruebas en dos sujetos sanos, los resultados se evaluaron mediante una matriz de confusión. El exoesqueleto incluye dos rutinas de rehabilitación y un sistema de control de posición a lazo cerrado.

Palabras clave: exoesqueleto de tobillo, sEMG, rehabilitacion física.

Abstract

This project presents a methodology for designing and building an ankle exoskeleton prototype to help patients with non-invaliding disability in physical rehabilitation. This methodology includes, among others: kinematic and dynamic analyzes, mechanical design by using a CAD, materials resistance study, actuator sizing, sEMG signals processing, and control system deployment in an embedded microcontroller platform.

The prototype is tested in two healthy subjects, in order to evaluate the potential benefit for non-healthy patients. The results show a good insight of the multiple advantages of the exoskeleton in the gait rehabilitation process, while set a future path for improving the prototype.

Keywords: ankle exoskeleton, sEMG, gait rehabilitation.

Índice general

Resumen	1
Abstract	2
Cláusula para la publicación en el repositorio institucional	6
Cláusula de propiedad intelectual	7
1. Introducción	10
1.1. Reseña histórica	10
1.2. Descripción del problema	10
1.3. Justificación del proyecto	11
1.4. Objetivos	11
1.4.1. Objetivo general	11
1.4.2. Objetivos Específicos	11
1.5. Estado del arte	12
1.5.1. Hybrid Assistive Limb	12
1.5.2. WAKE-Up	13
1.5.3. reWalk	13
1.5.4. Exoesqueleto Vanderbilt	14
1.6. Contribuciones de la tesis	15
2. Fundamentos teóricos	16
2.1. Biomecánica	16
2.1.1. El movimiento de las articulaciones	16
2.1.2. La estructura del músculo	16
2.1.3. Biomecánica del pie y tobillo	17
2.1.4. Movimiento del pie y tobillo durante la marcha	18
2.2. Fisioterapia	19
2.2.1. Técnicas activas	19
2.2.2. Técnicas pasivas	19
2.3. Biopotencial	20
2.3.1. Electromiograma	20
2.3.2. Electrodes superficiales de registro de biopotencial	20
2.4. Procesamiento digital de señales	22
2.4.1. Conversión analógico digital	22
2.4.2. Filtros	23
2.5. Componentes mecánicos	25
2.5.1. Sistemas de engranajes	25



2.5.2. Actuadores	26
2.6. Componentes electrónicos	27
2.6.1. Microcontroladores	27
2.6.2. Sensores	27
2.7. Robótica	28
3. Diseño y construcción	30
3.1. Introducción	30
3.2. Análisis cinemático	31
3.2.1. Cinemática del manipulador	31
3.2.2. Cinemática inversa de manipuladores	34
3.3. Análisis dinámico	37
3.4. Diseño mecánico	43
3.4.1. Diseño del sistema de engranajes	44
3.4.2. Análisis de materiales	46
3.4.3. Construcción de los engranajes	46
3.4.4. Actuador	48
3.4.5. Sistema de sujeción del exoesqueleto	48
4. Sistema de control del exoesqueleto	50
4.1. Procesamiento de la señal electromiograma superficial (sEMG)	50
4.1.1. Adquisición y acondicionamiento de la señal sEMG	51
4.1.2. Conversión analógico digital de la señal sEMG	51
4.1.3. Etapa de filtrado	52
4.1.4. Detección de envolvente	53
4.1.5. Detección de umbral de activación de una señal sEMG	54
4.2. Software orientado al control de la Órtesis	56
4.2.1. Comunicación serial	56
4.2.2. Rehabilitación pasiva	58
4.2.3. Rehabilitación activa	58
4.3. Sistema de control	58
4.3.1. Control de la rutina 1: flexión - extensión asistida del tobillo.	58
4.3.2. Control de la rutina 2: flexión de tobillo contra resistencia	59
5. Pruebas y resultados	60
5.1. Intención de movimiento	60
5.2. Control de posición	61
5.3. Ejercicio de rehabilitación activa con resistencia	61
6. Conclusiones	63
6.1. Trabajos futuros	63
A. Componentes del exoesqueleto	65
A.1. Motor de pasos	65
A.2. dsPIC33EP512GM604	65
A.3. Driver TB6600	66
B. Procedimiento de colocación del exoesqueleto	67



C. Intención de movimiento	68
D. Mediciones de posición angular del exoesqueleto	71
E. Código implementado en el microcontrolador	72
E.1. Configuración del oscilador	72
E.2. Configuración del UART	74
E.3. Configuración de los temporizadores	75
E.4. Configuración de los puertos E/S	75
E.5. Configuración de los convertidores AD	76
F. Diseño de PCB para el funcionamiento del dsPIC	78
Bibliografía	79

Cláusula de licencia y autorización para publicación en el Repositorio Institucional

Darío Alejandro Sinchi Torres, en calidad de autor y titular de los derechos morales y patrimoniales del trabajo de titulación “Diseño y construcción de un tobillo robótico para asistencia en el proceso de rehabilitación”, de conformidad con el Art. 114 del CÓDIGO ORGÁNICO DE LA ECONOMÍA SOCIAL DE LOS CONOCIMIENTOS, CREATIVIDAD E INNOVACIÓN reconozco a favor de la Universidad de Cuenca una licencia gratuita, intransferible y no exclusiva para el uso no comercial de la obra, con fines estrictamente académicos.

Asimismo, autorizo a la Universidad de Cuenca para que realice la publicación de este trabajo de titulación en el repositorio institucional, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Cuenca, mayo de 2018



Darío Alejandro Sinchi Torres

C.I: 0104611082

Cláusula de Propiedad Intelectual

Darío Alejandro Sinchi Torres, autor del trabajo de titulación “Diseño y construcción de un tobillo robótico para asistencia en el proceso de rehabilitación”, certifico que todas las ideas, opiniones y contenidos expuestos en la presente investigación son de exclusiva responsabilidad de su autor/a.

Cuenca, mayo de 2018



Darío Alejandro Sinchi Torres

C.I: 0104611082

Dedicatoria

Dedico este trabajo a mi esposa Carolina, y a mis hijos José y Adriana, por ser mi fuente de inspiración y el deseo de superarme cada día.

Darío

Agradecimientos

Agradezco al Creador, por proveerme los recursos y la capacidad para culminar este proyecto, a mis padres, Mariana y Moisés por brindarme el apoyo incondicional, a mis hermanos, especialmente a Leonardo, a mis tíos, a Blanca y Augusto, a mi buen amigo Miguel, por compartir el tiempo y los conocimientos, a mi director de tesis el Ing, Ismael Minchala, y a todos aquellos que han colaborado para que pueda alcanzar este logro tan importante en mi vida.

Darío

Capítulo 1

Introducción

1.1. Reseña histórica

Desde el antiguo Egipto hasta la actualidad, las órtesis y prótesis han evolucionado a partir de historias narradas en sus comienzos, hasta increíbles visiones futurísticas que hoy en día pueden llevarse a cabo gracias a los avances tecnológicos.

Varios hallazgos arqueológicos indican que los pioneros en el arte de la protésica fueron los egipcios, aproximadamente en el año 1500 a.C [1]. En la edad media y el renacimiento, existen pocos aportes a este campo, a excepción de ciertos dispositivos rudimentarios fabricados de madera o metal, como las patas de palo y los garfios, que reemplazaban a un miembro amputado [2]. En 1917, después de la primera guerra mundial, se funda la Asociación Americana de Prótesis y Órtesis, contribuyendo notablemente en el desarrollo de prótesis con el objetivo de mejorar el estilo de vida de las personas afectadas por este conflicto [3].

En los años 80 se crea el pie *SAFE*, uno de los primeros dispositivos capaces de almacenar energía [4]. En los años 90, la biomecánica moderna, el control microeléctrico, novedosos sensores y circuitos se integran para crear dispositivos con un movimiento más natural. Actualmente, los avances tecnológicos han permitido integrar varios campos de la ciencia, dando como resultado dispositivos protésicos y ortésicos, que funcionan incluso con la acción del sistema nervioso de una persona [5,6], y se espera que tales dispositivos estén al alcance de todos los individuos que por alguna circunstancia requieran asistencia en su rehabilitación o en la corrección de alguna deficiencia motriz.

1.2. Descripción del problema

Alrededor del 15 % de la población mundial vive con algún tipo de discapacidad. Cerca del 3 % tiene dificultades significativas en su funcionamiento, y en años futuros la discapacidad será un motivo de preocupación aún mayor, debido a que su prevalencia se incrementa [7]. Según el Consejo Nacional de Discapacidad (CONADIS), el 2,59 % de la población padece de algún tipo de discapacidad en el Ecuador, de este grupo, alrededor de 200 mil personas sufre de discapacidad física [8]. Entre los factores que involucran la prevalencia de discapacidades, se pueden mencionar los siguientes: el envejecimiento de la población, los accidentes de tránsito, el desgaste natural de las articulaciones además de



los eventos cerebrovasculares. Las personas con discapacidad, son un grupo hasta cierto punto marginado, ya que no tienen las mismas ventajas que una persona sana. Sin embargo, los avances en la tecnología y los recientes descubrimientos otorgan a estos individuos la posibilidad de una mejor integración a través de dispositivos que asisten la disfuncionalidad del miembro afectado, algunos de ellos pueden reemplazar a un miembro cuando ha habido una amputación, tal es el caso de las prótesis. Asimismo, existen dispositivos que asisten en la rehabilitación de un paciente, y se les conoce como órtesis.

Los exoesqueletos y las órtesis activas son dispositivos robóticos que se ajustan a las necesidades de un operador y que funcionan paralelamente con sus miembros en un entorno real. En general, un exoesqueleto es un dispositivo que sirve para incrementar el rendimiento de una persona sana, mientras que el término órtesis activa se utiliza para describir un dispositivo que incrementa la capacidad motora de un individuo que ha sufrido alguna patología en alguno de sus miembros, interviniendo en el proceso de rehabilitación [9].

Este proyecto de tesis propone el diseño y la construcción de un prototipo de tobillo robótico que asista en el proceso de rehabilitación motora. El sistema puede utilizarse tanto para rehabilitación estacionaria, como para rehabilitación activa. En la rehabilitación estacionaria, el mecanismo robótico sirve para ejercitar los músculos y recuperar el movimiento del tobillo, para ello el paciente se coloca siempre en el mismo lugar y se ejercita solamente el miembro requerido. En la rehabilitación activa, el paciente ejerce un movimiento opuesto al generado por el dispositivo, ayudándolo a controlar el movimiento y la posición del tobillo, corregir una deformidad o compensar alguna debilidad, promoviendo la dinámica de la marcha adecuada [10].

1.3. Justificación del proyecto

Los avances tecnológicos alcanzados en la actualidad, permiten la inter-relación entre diversas áreas de la ciencia, como es el caso de la electrónica y la medicina, con la finalidad de proveer dispositivos que ayuden a mejorar el nivel de vida de aquellas personas que por alguna circunstancia realizan un procedimiento de rehabilitación para recuperar su motricidad normal.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de tobillo robótico para asistir el proceso de rehabilitación de pacientes con discapacidad no inhabilitante.

1.4.2. Objetivos Específicos

Para llevar a cabo el objetivo general es necesario una secuencia que incluye los siguientes objetivos específicos:

1. Describir la biomecánica del tobillo con la finalidad de determinar los grados de libertad necesarios para simular un movimiento natural de la articulación, además



de brindar apoyo para el diseño mecánico y los materiales necesarios para su construcción.

2. Simular en un entorno virtual el comportamiento del sistema mecánico, así se podrá determinar si actúa de acuerdo a lo requerido por el movimiento natural del tobillo.
3. Definir la potencia que requieren los actuadores y su ubicación exacta, a fin de que realicen solamente el esfuerzo necesario y su vida útil se incremente.
4. Construir el modelo físico, colocar los actuadores y sensores que permitirán el adecuado control del sistema.
5. Obtener un dispositivo que prescinda del procesamiento en una PC, para evitar conexiones mediante cables que incomoden a la persona que lo utilice y que introduzcan retardos innecesarios en el sistema.

1.5. Estado del arte

En los siguientes párrafos, se describe el estado de arte de los exoesqueletos robóticos desarrollados para el proceso de rehabilitación de miembros inferiores. Los primeros prototipos, se basaban en órtesis para caminata y sistemas que soportaban el peso del paciente en combinación con una banda para caminata, y con movimientos predeterminados que no permitían variar el patrón de caminata, en esta categoría se puede mencionar el Lokomat. Posteriormente se han adicionado sistemas de realidad virtual que motivan al paciente a incrementar su participación en el proceso de rehabilitación, y considerando un gran desafío el desarrollo de dispositivos en entornos reales que faciliten la deambulación.

1.5.1. Hybrid Assistive Limb

Hybrid Assistive Limb (HAL), es un robot usable que puede servir para rehabilitación, levantar grandes cargas, soporte en rescates e incluso para entretenimiento. Fue desarrollado en 2002 en la Universidad de Tsukuba, Japón por el profesor Yoshiyuki Sankai. Se dispone del robot en varias versiones: de cuerpo completo, de extremidades inferiores y la versión de una sola pierna para asistir en la caminata de personas con hemiplejía. La versión más reciente se conoce como HAL5 y se desarrolló en el año 2009, se trata de un dispositivo de cuerpo completo orientado a pacientes parapléjicos [11].

El modelo para miembros inferiores pesa alrededor de 15Kg, y el modelo de cuerpo completo sobre los 23Kg. Está equipado con baterías recargables que ofrecen una autonomía de dos horas y media aproximadamente. El conjunto mecánico está compuesto de motores DC y reductores armónicos. El mecanismo de acción del HAL está basado en señales de sEMG a través de un electrodo colocado en la piel, mediante el cual el sistema detecta el movimiento del paciente. En la Figura 1.1, se observa el exoesqueleto del profesor Sankai, este dispositivo recibió un certificado de seguridad en el año 2013, y se renta en hospitales en Japón.



Figura 1.1: Exoesqueleto HAL de cuerpo completo. [11]

1.5.2. WAKE-Up

WAKE-Up (Wearable Ankle Knee Exoskeleton), es un exoesqueleto bi-articular asistido conformado por dos módulos, cada uno de ellos puede trabajar de manera independiente en la rodilla o el tobillo, también se pueden utilizar los dos al mismo tiempo. El dispositivo está diseñado para pacientes entre 5 y 8 años de edad que presentan discapacidad motora a causa de una parálisis cerebral. Es una ótesis de pie tobillo y rodilla que asiste al paciente cuando arrastra el pie al caminar, además se puede configurar la rigidez del dispositivo mediante software [12].

El sistema tiene una masa de 2.5Kg, por lo que no compromete la movilidad del paciente. La rigidez ajustable se realiza mediante actuadores elásticos en serie (Series Elastic Actuators) colocados en cada articulación, adicionalmente éstos permiten la cooperación activa del sujeto durante los ejercicios de rehabilitación. De manera específica, el dispositivo puede aplicar una acción correctiva/perturbativa en el movimiento de la articulación o permitir la acción directa del paciente cuando sea necesario. En la Figura 1.2, se observa el exoesqueleto colocado en una prótesis de pierna, cabe recalcar que este dispositivo no utiliza señales sEMG para indicar la intención de movimiento, sino trabaja con rutinas programables.

1.5.3. reWalk

El reWalk es un traje motorizado portátil desarrollado por Tecnologías Médicas Argo y se lo utiliza para actividades terapéuticas; es capaz de realizar movimientos para la cadera y la rodilla en el plano sagital. Esta compuesto por una serie de abrazaderas ligeras e integran motores de corriente directa en las articulaciones, y un conjunto de baterías que proporcionan la alimentación a una red de sensores y al sistema de control computarizado. El exoesqueleto mide los cambios generados en el centro de gravedad del paciente para iniciar y mantener el proceso de caminata, también posee un control remoto similar a un reloj que se coloca en el brazo del usuario para asistirlo en tareas como subir escaleras o sentarse [13]. Es un dispositivo que se ajusta a la longitud de las extremidades del paciente y se lo puede observar en la Figura 1.3

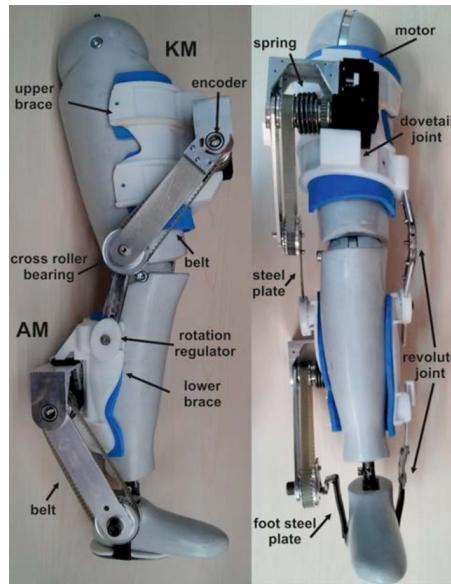


Figure 2. WAKE-up

Figura 1.2: Exoesqueleto Wake-Up colocado sobre una prótesis de pierna. [12]



Figura 1.3: Exoesqueleto reWalk de Argo Medicals, vendido en Europa desde el 2012. [13]

1.5.4. Exoesqueleto Vanderbilt

El exoesqueleto Vanderbilt es un prototipo desarrollado en la Universidad de Vanderbilt, Estados Unidos, por el centro de mecatrónica inteligente, tiene una masa de aproximadamente 12Kg y tiene actuadores solamente en las articulaciones de la cadera y rodilla. El dispositivo se mueve gracias a unos motores *brushless* y un sistema de reducción con una relación de 24 a 1, dotando de un torque máximo de 12Nm a las articulaciones antes mencionadas. Adicionalmente, los motores que mueven las rodillas están equipados con frenos electromecánicos que bloquean el movimiento de la articulación en caso de una falla de energía; se utilizan potenciómetros como sensores de posición angular, y posee una batería de polímeros de litio que permite una autonomía de una hora de caminata

continua a 0.8 Km/h [14].

El control de la órtesis se basa en la información postural medida en el dispositivo, lo que le permite al usuario controlarlo de forma autónoma, haciéndolo más seguro, confiable e intuitivo. El exoesqueleto se ha diseñado para personas con paraplegia, es modular y puede dividirse en tres partes, lo que facilita su colocación incluso si el paciente está sobre una silla de ruedas. El dispositivo soporta a personas con un peso de hasta 91 Kg, y se lo puede observar en la Figura 1.4.



Figura 1.4: Exoesqueleto Vanderbilt (2012), diseñado para asistencia en la caminata de personas con paraplegia. [14]

1.6. Contribuciones de la tesis

En este proyecto de tesis se presenta el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto de tobillo robótico. El sistema mecatrónico asiste en la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora no invalidante mediante dos funciones: la primera realiza movimientos de flexión y extensión del tobillo similares a la técnica pasiva de rehabilitación, la segunda rutina requiere de la participación del paciente para generar el movimiento de la órtesis a través de la detección de sEMG. Se propone un sistema basado en un microcontrolador para realizar las tareas del procesamiento digital de señales (DSP) y de control, además de la construcción de un reductor mecánico.

Capítulo 2

Fundamentos teóricos

2.1. Biomecánica

Una de las ciencias físicas más antiguas es sin duda la mecánica, siendo elemental para que el ser humano pueda desenvolverse en el medio que lo rodea. Actualmente posee bases muy sólidas gracias a los aportes de grandes científicos como Galileo y Newton. Otra rama muy interesante de la ciencia es la biología, pues estudia las propiedades de los seres vivos como su nutrición, reproducción, morfogénesis, etc [15].

Al fusionar estas ramas de la ciencia nace la biomecánica, y como su nombre lo indica esta ciencia estudia todo lo relacionado con los fenómenos cinemáticos y mecánicos de las estructuras que conforman los seres vivos, específicamente el ser humano. Además de la mecánica y la biología, la biomecánica se apoya en diversas ciencias biomédicas, en la ingeniería, anatomía, fisiología y otras disciplinas con el fin estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido [16].

2.1.1. El movimiento de las articulaciones

La anatomía describe el cuerpo humano con relación a una posición anatómica, representada en la Figura 2.1. Las tres dimensiones espaciales del cuerpo corresponden a los tres planos anatómicos, el plano frontal, sagital y transversal. Los ejes anatómicos asociados al movimiento de cada uno de estos planos son: eje antero-posterior, medio-lateral y longitudinal respectivamente, estos ejes son perpendiculares a cada plano.

Los movimientos que realizan los huesos en las articulaciones también tienen su propia terminología. En el plano sagital se puede dar la flexión y la extensión al reducir o incrementar respectivamente el ángulo en la articulación. Un movimiento hacia afuera de la línea media en el plano frontal se denomina abducción, por lo contrario, un movimiento hacia adentro se lo conoce como aducción. Los movimientos de las articulaciones en el plano transversal son de inversión o eversión [17].

2.1.2. La estructura del músculo

Un músculo está compuesto por varios paquetes denominados fascículos, todo el conjunto está rodeado por una envoltura denominada epimisio. Cada fascículo está cubierto

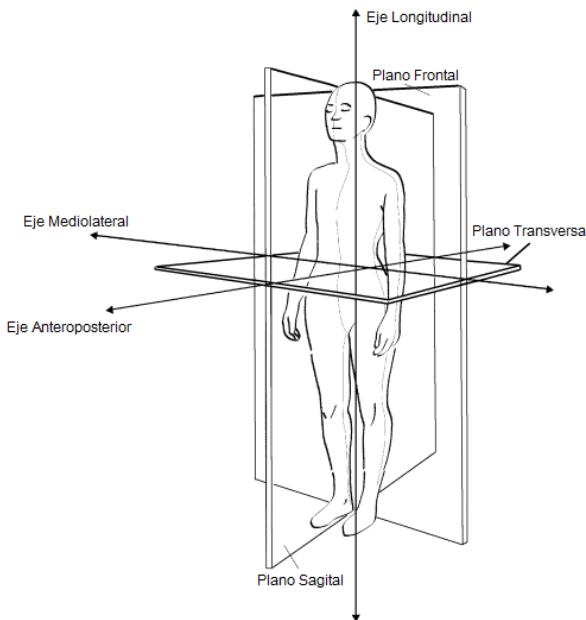


Figura 2.1: Planos anatómicos del movimiento y sus ejes de rotación [17].

por el perimisio, que significa “alrededor del músculo”. Existen cientos de fibras musculares en un fascículo, donde una fibra individual es básicamente una célula muscular. Las fibras musculares también están cubiertas con un tejido conectivo llamado endomisio. La unión gradual de los tejidos conectivos forma los tendones o se fusionan con el tejido conectivo calcificado o periostio. La Figura 2.2 muestra la descripción gráfica del músculo. Una célula muscular tiene entre 10 y 100 μm de diámetro, la longitud de las fibras musculares varía desde unos pocos centímetros hasta los 30 cm de longitud, y además de poseer varios núcleos hay cientos de filamentos de proteínas más pequeños llamados miofibrillas [17].

En el cuerpo humano, los músculos se encargan del movimiento a través de torques creados conjuntamente con los huesos y articulaciones, estos a su vez están coordinados con el cerebro y permiten interactuar con los efectos de la gravedad y de fuerzas externas reaccionando con un movimiento oportuno [17].

2.1.3. Biomecánica del pie y tobillo

El pie y el tobillo son elementos muy complejos y están íntimamente asociados. El pie provee estabilidad y una marcha suave, y el tobillo se encarga de transmitir la carga que representa el peso corporal al pie, además de brindar la orientación adecuada con respecto al suelo.

El pie está conformado por 28 huesos, y es capaz de soportar cargas repetitivas de múltiples del peso corporal, en conjunto con el tobillo debe adaptarse a las condiciones del terreno y variar la velocidad de locomoción mientras dura el ciclo de la marcha. El tobillo está conformado por tres huesos, la tibia y el peroné, que son parte de la pierna, y el astrágalo que pertenece al pie. La estructura ósea está cubierta por una cápsula fibrosa, ligamentos, tendones y músculos que conforman la solidez de la articulación y permiten el movimiento de la misma [18].

La articulación describe un movimiento complejo que se lleva a cabo en todos los ejes

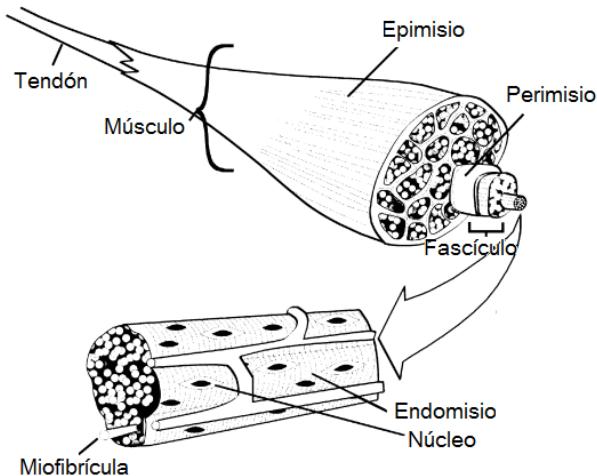


Figura 2.2: Estructura macroscópica de un músculo. Las fibras musculares o células, son multinucleadas, y están compuestas de varios miofibrilos [17].

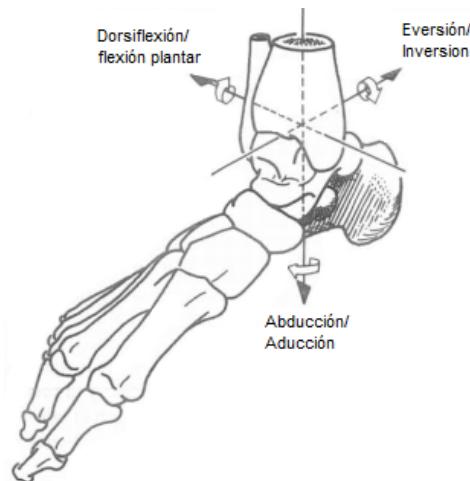


Figura 2.3: Movimiento del pie en los tres ejes anatómicos [18].

y planos anatómicos, como se puede observar en la Figura 2.3. En el plano sagital se lleva a cabo la flexión y extensión, en el plano frontal se da la inversión y la eversión y finalmente la abducción y la aducción en el plano transversal. Si se considera la posición de la planta del pie se pueden definir dos términos adicionales conocidos como supinación y pronación. En la supinación, la planta se orienta hacia adentro, levantando el borde interno del pie. En la pronación, la planta se orienta hacia afuera, y se levanta el borde externo del pie [18].

2.1.4. Movimiento del pie y tobillo durante la marcha

En la marcha se pueden distinguir dos fases importantes, la primera se denomina fase portante con un 60 % del proceso y la fase oscilatoria con el 40 % restante [18]. La fase portante consta del contacto de talón, pie plano, elevación de talón y despegue de dedos. Durante la fase de oscilación el pie no mantiene contacto con el suelo. La Figura 2.4 ilustra el proceso descrito anteriormente.

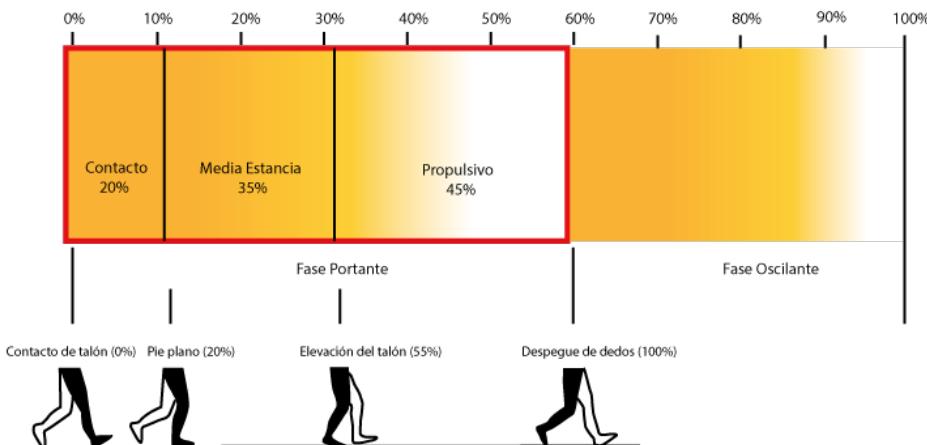


Figura 2.4: Fases de la caminata normal [18].

En determinado momento de la marcha, las dos extremidades inferiores hacen contacto con el suelo al mismo tiempo, a esto se lo conoce como doble apoyo y tiene lugar en el 12% inicial y final de la fase portante. Al correr ya no se lleva a cabo el doble apoyo, sino que se produce una fase de flotación donde, en determinado momento, no existe contacto de los pies con el suelo.

2.2. Fisioterapia

El fisioterapeuta, es el profesional de la salud que examina, evalúa, diagnostica e interviene a nivel de la lesión o la discapacidad en el proceso discapacitador, y mediante destrezas clínicas, pretende reducir o eliminar las discapacidades y limitaciones funcionales, con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas que buscan sus servicios. La fisioterapia consiste de una serie de ejercicios terapéuticos que se llevan a cabo por un fisioterapeuta o bajo su supervisión [19]. Las técnicas empleadas pueden ser activas o pasivas.

2.2.1. Técnicas activas

En la fisioterapia se definen dos modos de contracción muscular, el primer modo se refiere a las contracciones isotónicas, que consisten en el acortamiento del músculo causada por una tensión (o resistencia) constante y son posibles solamente en experimentos fisiológicos, en el segundo modo están las contracciones isométricas, que son un aumento de la tensión del músculo por un estiramiento constante. El segundo modo de contracción es el que se lleva a cabo en actividades cotidianas, por ejemplo al cargar un peso, caminar o practicar deporte, sin embargo, en los movimientos del cuerpo aparecen las contracciones isotónicas e isométricas, como contracciones mezcladas, lo que en fisiología se conoce como auxotónicas [20].

2.2.2. Técnicas pasivas

Se designan como técnicas de rehabilitación pasivas a aquellas realizadas por el fisioterapeuta y que se dejan hacer los pacientes sin desarrollar una actividad muscular. El movimiento pasivo sirve sobre todo para la profilaxis de las contracturas, es decir la



capacidad de la articulación para deslizarse, y la capacidad de tensión de las partes blandas que lo rodean, además de ser una técnica de exploración que permite examinar la movilidad de la articulación [20].

El movimiento pasivo se aplica en casos donde se localice entumecimiento, pérdida de tonicidad muscular, quemaduras profundas y perdida de sentido y situaciones donde no es posible un movimiento total, caso contrario, la mejor elección es el movimiento activo [20].

2.3. Biopotencial

Los potenciales bioeléctricos son el resultado de la actividad electroquímica de las células excitables que componen los diferentes tejidos de los seres vivos. Eléctricamente tienden a exhibir un potencial de reposo que se convierte en un potencial activo al ser estimulado apropiadamente.

Se pueden definir dos estados de las células excitables: el estado de reposo y el estado activo. En reposo, la célula excitable mantiene una diferencia de potencial eléctrico constante entre su medio interno y externo, este estado se conoce como polarización de la membrana celular. Si la magnitud del estado de polarización disminuye se produce la depolarización, si por el contrario aumenta ocurre la hiperpolarización, cualesquiera de estos dos fenómenos forman parte del estado activo de la célula excitable y se deben al intercambio de iones a nivel celular en los diferentes tejidos que conforman los órganos de los seres vivos, y están comandados por el sistema nervioso [21].

2.3.1. Electromiograma

Cada músculo del cuerpo humano, está organizado funcionalmente en base a una unidad motora, que consta de una fibra nerviosa y un conjunto de fibras musculares, las cuales se activan de forma sincronizada frente a un estímulo, dicha activación constituye una fuente bioeléctrica distribuida en un volumen conductor conformada por todas las fibras (activas e inactivas) dentro del músculo, los vasos sanguíneos y el tejido conectivo. El potencial de campo de las fibras activas tiene una amplitud que puede oscilar entre los 20 y 2000 μV dependiendo del tamaño de la unidad motora [21].

Existen dos técnicas utilizadas para determinar el potencial de las fibras musculares, una de ellas es un método invasivo, consiste en la introducción de pequeñas agujas (electrodos) localizadas en el paciente, este método requiere supervisión médica y se utiliza para estudiar músculos internos, son menos susceptibles al ruido y brindan un potencial más elevado. Otra técnica muy utilizada es la sEMG, es un método no invasivo, no requiere de supervisión médica para llevarse a cabo ya que los electrodos se colocan directamente sobre la piel, pero tienden a ser muy sensibles al ruido por artefactos, además de registrar solamente la actividad de músculos superficiales.

2.3.2. Electrodos superficiales de registro de biopotencial

Con el paso de los años, se han desarrollado algunos tipos de electrodos que permiten registrar los diferentes potenciales presentes en la superficie del cuerpo humano. A

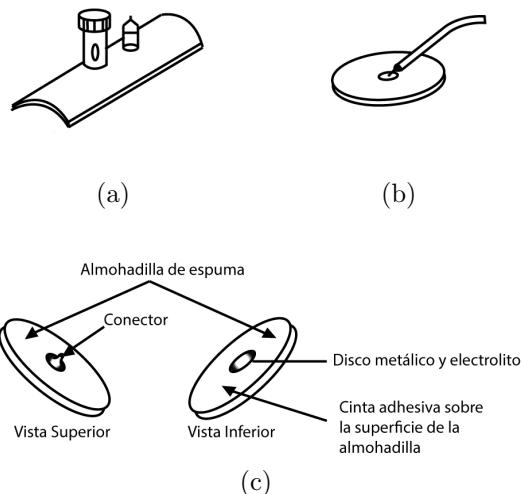


Figura 2.5: Electrodos Superficiales. [21].

continuación, se describe algunos de ellos:

- **Electrodos de placa metálica.** Históricamente son los electrodos que se han usado ampliamente en la detección de biopotencial. Consisten básicamente de un conductor metálico que entra en contacto con la piel y por lo general están rodeados de una almohadilla electrolítica que sirve para mantener el contacto con la piel. La Figura 2.5 muestra estos electrodos. La Figura 2.5a, muestra un electrodo de placa para extremidades utilizado para electrocardiograma (ECG). El electrodo mostrado en la Figura 2.5b es sin duda el más utilizado tanto en ECG y sEMG; consiste de un disco metálico con un cable conductor soldado en su superficie posterior, es fijado en el paciente mediante una cinta adhesiva. El material del que está fabricado el disco por lo general es de plata con un recubrimiento electrolítico de cloruro de plata (AgCl) en su superficie de contacto, en ocasiones es necesario aplicar un gel electrolítico previo a la colocación sobre la superficie de interés. Otra variedad de electrodo es el que se muestra en la Figura 2.5c, consiste en un disco de espuma de plástico, en el centro del disco está una pequeña placa circular generalmente de plata y esta placa tiene un conector del otro lado, lo que permite conectarlo fácilmente al aparato de monitoreo. Para facilitar la colocación, el disco de espuma de plástico contiene una película que se adhiere con facilidad a la piel. Estos electrodos se utilizan igualmente para ECG o sEMG y su aplicación no requiere ninguna técnica en especial más que eliminar el vello y limpiar la piel antes de su colocación.
- **Electrodos de succión.** Son una modificación de los electrodos de placa metálica que no requieren de correas o adhesivos para su colocación. La Figura 2.6 muestra este tipo de electrodos. Generalmente son utilizados en ECG, consisten de una cavidad metálica que entra en contacto con la piel, poseen un pequeño cilindro con un conector terminal en donde se conecta el cable hacia el aparato de monitoreo y la parte superior consta de un bulbo de succión fabricado de caucho que es presionado para luego fijarlo en el paciente. Estos electrodos requieren la aplicación de un gel electrolítico en el área en donde serán aplicados.
- **Electrodos flexibles.** Superan las limitaciones de los electrodos rígidos, ya que se acoplan a los contornos cuerpo humano, brindando mayor comodidad al paciente y



Figura 2.6: Electrodo de succión. [21].

la capacidad de registrar el potencial bioeléctrico de un área más extensa [22]. Estos dispositivos están fabricados de un material flexible recubierto de alguna sustancia conductora con la finalidad de reducir la resistencia superficial. Los electrodos capacitivos tienen una aleación de níquel y cobre Ni/Cu, con una resistencia menor a $0,08 \Omega/sq$ ¹. También se han desarrollado electrodos con grafeno, con una resistencia de $0,05 \Omega/sq$ ².

2.4. Procesamiento digital de señales

El DSP, se centra en el tratamiento señales que generalmente provienen de datos medidos por sensores, y representan el comportamiento de alguna variable en el mundo real, por ejemplo la temperatura de un horno, la velocidad de un motor, etc. El DSP está conformado por algoritmos, técnicas y toda la matemática empleada para manipular las señales convertidas en forma digital [23].

2.4.1. Conversión analógico digital

Muchas señales encontradas en la ciencia y la ingeniería son continuas, por lo que se debe llevar un proceso de conversión para manipularlas en una computadora, a este proceso se lo conoce como conversión analógico-digital (ADC), y su proceso inverso es la conversión digital-analógica (DAC). La información digital difiere de su contraparte continua en dos aspectos importantes: es muestreada y cuantizada.

Para comprender los conceptos de muestreo-retención (S/H) y cuantización, se tomará como ejemplo una señal continua representada en la Figura 2.7, la cual es una señal de voltaje en función del tiempo. Para este caso, se tiene que el voltaje puede variar entre 0 y 4095, es decir que se digitalizará con 12 bits de resolución. El proceso de conversión analógica digital se puede descomponer en dos bloques básicos como se observa en la Figura 2.8. En el primer bloque, la salida del S/H varía únicamente a intervalos periódicos, en los cuales adquiere el valor instantáneo de la señal de entrada, y los cambios que ocurren entre el intervalo de muestreo son completamente ignorados, es decir, el muestreo convierte la variable independiente, el tiempo en este ejemplo, de continua a discreta. A la salida del segundo bloque se obtiene un valor entero entre 0 y 4095, lo que introduce un error, ya que solamente se admiten valores entre 0 y 4095, es decir que tanto 2.5600 V

¹<http://www.mdpi.com/1424-8220/14/8/14732/htm>

²<http://www.mdpi.com/1424-8220/16/11/1833/htm>

y 2.5601V serán convertidos a un mismo valor de 2560, en otras palabras, la cuantización convierte la variable dependiente de continua a discreta [23].

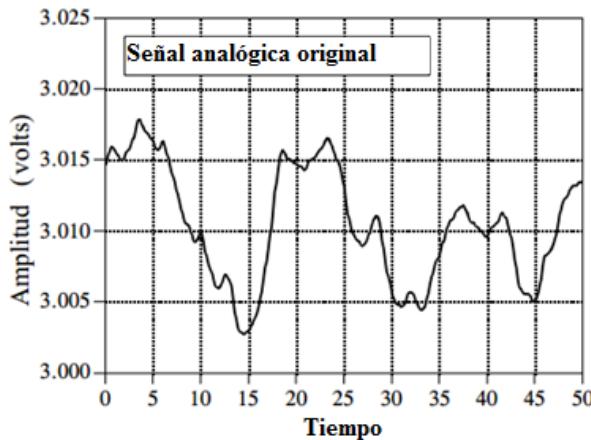


Figura 2.7: Señal analógica. [23]

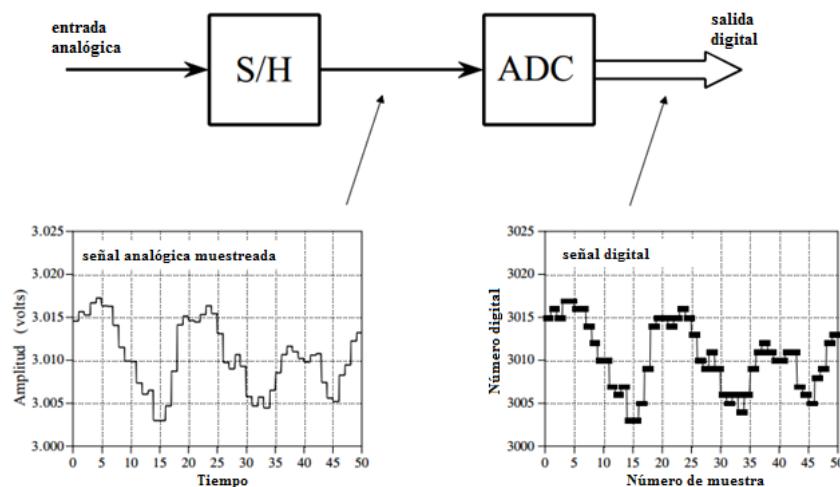


Figura 2.8: Bloques básicos en el ADC. [23]

2.4.2. Filtros

Los filtros son una parte muy importante en el DSP. Desde el punto de vista matemático los filtros cambian las características en el dominio de la frecuencia de una señal de entrada. Algunas de las operaciones que llevan a cabo los filtros son:

- **Supresión de ruido.** Ya que las señales (por ejemplo: señales de radio, señales bioeléctricas, cintas de audio, señales de radiofrecuencia) generalmente están contaminadas con ruido, interferencias u otras señales.
- **Mejora de los rangos de frecuencias seleccionados.** Los filtros se aplican en sistemas de audio para incrementar o reducir el nivel de sonido de un conjunto de frecuencias específicas. En el procesamiento de imágenes ayuda a identificar el reconocimiento de objetos, o a modificar el brillo y contraste.



- **Limitación en el ancho de banda.** Con la finalidad de evitar el efecto de aliasing, también en comunicaciones para transmitir información en un canal específico.
- **Remover o atenuar frecuencias específicas.** Para bloquear componentes de DC, atenuar la interferencia de las líneas de potencia (50 o 60Hz) que afectan a señales muy débiles (sEMG, ECG).
- **Operaciones especiales:** Diferenciación, Integración, Transformada de Hilbert.

Filtros analógicos y digitales

En señales continuas se implementan mediante amplificadores operacionales, capacitores y resistores. Teóricamente el rango de frecuencias de un filtro analógico es infinito, sin embargo, en la práctica siempre dependen de la aplicación y la tecnología. Estos filtros son sensibles al ruido, a las no linealidades, limitaciones en rango dinámico, inexactitud debido a la variación de los valores de los componentes y su repetibilidad no es precisa. La contraparte digital implementa los filtros utilizando una computadora, mediante operaciones de suma, multiplicación y movimiento de datos. El rango de frecuencias siempre es finito y está limitado a la mitad de la frecuencia de muestreo. La exactitud de un filtro digital depende directamente del hardware, son altamente lineales, flexibles y perfectamente repetibles, más aún, no sufren de ruido inherente y tienen prácticamente un rango dinámico ilimitado si son implementados en punto flotante. La frecuencia de operación está limitada a la velocidad computacional disponible [24].

Generalmente se trabaja con filtros lineales e invariantes en el tiempo (LTI). En filtros analógicos la función de transferencia es racional, causal y propia, se expresa en el dominio de s mediante la Ecuación (2.1), donde $q \leq p$.

$$H^L(s) = \frac{b_0 s^q + b_1 s^{q-1} + \dots + b_q}{s^p + a^1 s^{p-1} + \dots + a_p} \quad (2.1)$$

Los filtros digitales LTI se especifican por una función de transferencia en el dominio de z , esta función es racional y causal como se expresa en la Ecuación (2.2):

$$H^Z(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_p z^{-q}}{1 + z^{-q} + a_1 z^{-1} + \dots + a_p z^{-p}} \quad (2.2)$$

Los filtros digitales en los que $q \geq p$ $a_p \neq 0$ son de respuesta infinita al impulso (IIR). Se los denomina así porque su secuencia de respuesta al impulso correspondiente tiene una duración infinita. Por otro lado, cuando en la función de transferencia del filtro se tiene que $p = 0$, se denomina filtro de respuesta finita al impulso (FIR), a diferencia de los IIR, la respuesta al impulso es diferente de cero solamente para un número finito de muestras y por ello se debe su nombre [24].

Especificaciones del filtro

Previo al diseño e implementación de un filtro, es necesario especificar sus requisitos de desempeño, ya que debe permitir el paso de ciertas frecuencias y atenuar otras; por lo tanto, se deben definir exactamente las frecuencias en cuestión y así mismo las ganancias y atenuaciones correspondientes. Existen cuatro tipos básicos de filtros:

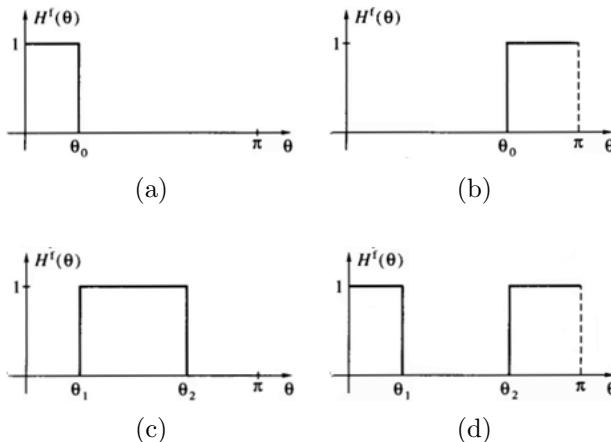


Figura 2.9: Respuesta en frecuencia de un filtro: (a)Pasa bajas, (b)Pasa altas, (c)Pasa banda, (d)Rechaza banda. [24]

- **Pasa bajas:** diseñados para dejar pasar frecuencias bajas, desde cero hasta cierta frecuencia de corte θ_0 , y bloquear las frecuencias altas.
- **Pasa altas:** estos filtros permiten el paso de frecuencias altas, desde cierta frecuencia de corte θ_0 hasta π e impiden el paso de frecuencias bajas.
- **Pasa-banda:** permiten el paso de cierto rango de frecuencias $[\theta_1, \theta_2]$, las cuales no incluyen el cero, y bloquean otras frecuencias.
- **Rechaza-banda:** impiden el paso de cierto rango de frecuencias $[\theta_1, \theta_2]$ sin incluir el cero, y permiten el paso de otras frecuencias.

La Figura 2.9 muestra la respuesta en frecuencia teórica de cada uno de los filtros mencionados anteriormente, en la práctica dicha respuesta difiere considerablemente.

2.5. Componentes mecánicos

2.5.1. Sistemas de engranajes

Se pueden considerar a los engranajes como máquinas simples, que al combinarse correctamente pueden servir para incrementar o reducir la velocidad de un motor, o para transmitir un giro en sentido contrario a un eje. Para describir su funcionamiento básico se los puede considerar como dos cilindros que transmiten rotación frotándose entre sí, como se observa en la Figura 2.10 [25]. Si el engrane A gira en sentido horario, el engrane B lo hará en sentido anti-horario.

En ciertas circunstancias, es necesario evitar que los engranes pierdan fricción y se deslicen uno sobre otro, para ello se proveen dientes en las superficies de contacto, engranando exactamente unos con otros, estos dientes sobresalen de la circunferencia llamada diámetro primitivo, que es sobre la cual se realizan los cálculos para obtener un engranaje. Existen diversas clasificaciones para los sistemas de engranajes, a continuación, tomaremos la clasificación presentada por [25]:

Para transmisión de movimiento mediante ejes paralelos:

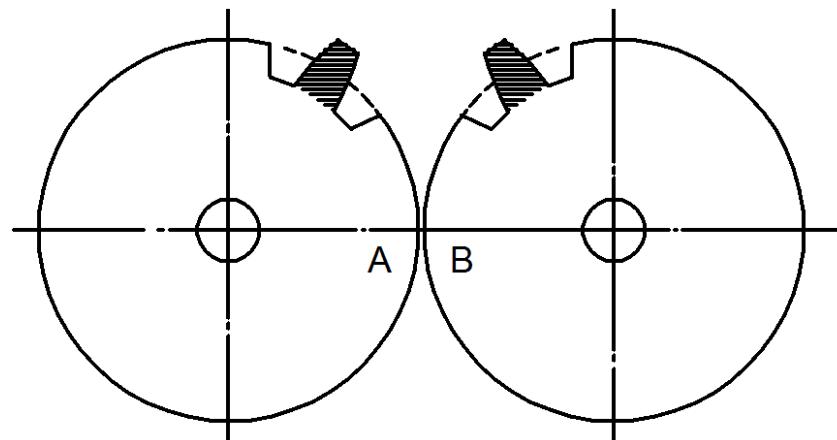


Figura 2.10: Engranajes y su diámetro primitivo. [25]

- Engranajes rectos o cilíndricos
- Engranajes helicoidales a ejes paralelos
- Engranajes de cadenas

Para transmisión de movimiento de ejes perpendiculares:

- Engranajes cónicos
- Tornillo sin fin y su rueda
- Engranajes helicoidales a ejes perpendiculares.

2.5.2. Actuadores

Su misión es generar el movimiento de los elementos del robot de acuerdo a las órdenes enviadas por la unidad de control. Los actuadores pueden utilizar energía eléctrica, neumática, o hidráulica y es importante conocer las características de los actuadores para seleccionarlos correctamente con el fin de obtener un buen desempeño y larga durabilidad [26]. A continuación, se presentan brevemente las características de los actuadores de acuerdo al tipo de energía que pueden utilizar:

- **Actuadores eléctricos:** su fuente principal de energía de entrada es la energía eléctrica, esta puede fluir desde una batería o el sistema de distribución eléctrica. Típicamente hablamos de motores, en los cuales, una parte de la potencia de entrada se convierte en potencia mecánica y el resto se disipa debido a las diferentes pérdidas que pueden existir en el actuador [27].
- **Los actuadores neumáticos:** es un tipo de dispositivo que genera potencia en base a un fluido. Estos actuadores utilizan aire comprimido, que previamente se ha almacenado en un compresor, para su accionamiento. Una de las aplicaciones típicas de estos actuadores es la de abrir y cerrar las mordazas en el sujetador de un robot, o en aplicaciones donde el control continuo de movimiento no sea una preocupación. Consisten básicamente de un pistón que se desliza dentro de un cilindro, o en ocasiones consta de una bolsa o tubo en el cual ingresa el aire comprimido y genera elongación o expansión [27].



- **Los actuadores hidráulicos:** de manera similar a los actuadores neumáticos, estos generan potencia mediante el movimiento de un fluido hidráulico no compresible, generalmente aceite, y sirven para transmitir fuerzas al punto de aplicación deseado. Su estructura consta de un cilindro hueco en cuyo interior se desplaza un pistón y están diseñados para trabajar con presiones muy altas (70 a 170 bar). Son apropiados para aplicaciones de alta potencia [27].

2.6. Componentes electrónicos

2.6.1. Microcontroladores

En su forma fundamental, un microcontrolador es un sistema informático completo contenido en un solo circuito integrado, éstos van desde los pequeños procesadores de 4 bits con características limitadas, hasta los procesadores de alta velocidad de 32 bits. Su arquitectura básica consiste de una CPU cuya función es ejecutar secuencialmente un programa que está almacenado en su EEPROM, para crear el programa, se utiliza una herramienta de desarrollo que está instalada en la PC, y una vez que se ha completado el desarrollo este programa es descargado en el microcontrolador y este se convierte en un sistema de procesamiento autónomo [28]. El microcontrolador tiene un conjunto de registros que permite manejar los diferentes subsistemas que lo integran. Algunos de estos subsistemas son:

- Comunicación serial
- ADC
- Interrupciones
- Módulo de encoder óptico
- Temporizadores
- PWM
- ECAN

2.6.2. Sensores

Los sensores en un robot cumplen la misma función que los sentidos de los seres humanos, recogiendo información tanto del interior de un robot como de su entorno, y con ella, efectuar alguna acción en concreto a través de un actuador. Todo es comandado mediante la computadora o el microcontrolador que controla al robot, de manera análoga a la función que cumple el cerebro de una persona al controlar los miembros para responder a un estímulo. Existe una gran cantidad de sensores que pueden formar parte de un robot, sin embargo, según [27], se los puede clasificar en dos grupos:

- **Sensores Internos:** brindan información del dispositivo como tal, por ello existen sensores que miden:
 - Posición: miden el ángulo de la articulación de un robot, en este grupo se pueden encontrar: encoder incremental y absoluto, potenciómetro, el transformador diferencial lineal variable (LVDT), y los sincronizadores y resolvers.



- Velocidad: estos incluyen a todos los sensores de posición, ya que con ciertos límites se puede medir la velocidad, se incluyen también los tacómetros y los sensores de efecto Hall.
 - Aceleración: son capaces de proveer información de la razón de cambio de la velocidad obtenida con respecto al tiempo.
 - Fuerza: utilizan la variación de forma o longitud de un objeto para medir la cantidad de fuerza aplicada o necesaria para realizar una acción, pueden ser galgas extensométricas, sensores piezoelectricos, etc.
- **Sensores Externos:** estos dispositivos son utilizados para que el robot tenga conocimiento del ambiente que lo rodea, en particular, de los objetos que va a manipular. Se pueden clasificar de la siguiente manera:
- De contacto: típicamente son los interruptores de límite o fin carreras que marcan un alcance máximo o mínimo al cual puede llegar un actuador o un objeto manipulado.
 - Sin contacto: se tiene los sensores de proximidad, de desplazamiento y un grupo muy especial que son los sensores de visión.

2.7. Robótica

En 1921, el novelista checo Karel Čapek introduce por primera vez el término *robot* en una de sus obras teatrales, en su idioma, la palabra “robota” significa servidumbre, el término adquiere gran aceptación y se lo utiliza en autómatas exhibidos en ferias, películas y aplicaciones más o menos festivas. Estos novedosos autómatas tratan de imitar el movimiento de los seres vivos y demostrar técnicas de control remoto, incorporando en algunos casos funciones sensoriales primarias [29].

Posteriormente surgen los robots industriales como resultado de la convergencia tecnológica, ofreciendo el control de máquinas herramientas, manipuladores teleoperados, y de la aplicación de computadores en tiempo real. La automatización industrial tiene un importante desarrollo en el siglo XX, pues se generalizaron los sistemas de control automático de variables de procesos industriales, particularmente en sistemas de control de posición y velocidad que formaban parte de barcos y aviones y se los conoce actualmente como pilotos automáticos [29].

Actualmente, la robótica forma parte de muchas áreas en las que se requiera controlar el movimiento de estructuras mecánicas. A continuación se mencionan algunos campos de aplicación³:

- Robótica en el espacio: esta área de investigación se ocupa del desarrollo de robots inteligentes, utilizados en exploraciones extraterrestres, se centra en:
- sistemas reconfigurables para exploración planetaria
 - evaluación de imágenes, reconocimiento de objetos y modelamiento del terreno
 - robots multifuncionales para tareas de mantenimiento de infraestructuras

³<http://robotik.dfki-bremen.de/en/research/fields-of-application.html>



- Robótica submarina: en esta área se desarrollan métodos de inteligencia artificial (AI) en sistemas submarinos. Los objetivos de investigación principales son:
 - diseño de métodos de control para vehículos submarinos autónomos
 - desarrollo de métodos para el consumo eficiente de energía para transportes submarinos
 - implementación de métodos de manipulación autónoma de brazos robóticos
- Robótica en sistemas de rehabilitación y asistencia: en este campo se desarrollan sistemas robóticos que puedan ayudar a las personas en tareas complejas y repetitivas. Las áreas de aplicación incluyen actividades cotidianas y rehabilitación médica mediante exoesqueletos u órtesis, o a través de robots de servicio que ejecuten alguna tarea en específico. Los temas principales incluyen:
 - análisis de bioseñales
 - desarrollo del concepto, diseño y construcción
 - procesamiento directo de la señal (hardware y software)

Capítulo 3

Diseño y construcción

3.1. Introducción

Una de las principales causas de discapacidad permanente en los adultos mayores son los accidentes cerebrovasculares (ACV), conocidos también como ictus. Estos eventos se presentan con una serie de deficiencias motoras, sensoriales y cognitivas que limitan la capacidad de las personas afectadas para llevar a cabo actividades cotidianas. El control postural es severamente afectado en pacientes con ACV, lo que ocasiona problemas de equilibrio tanto estático como dinámico ante alguna perturbación externa, además la falta de coordinación muscular por parte del sistema nervioso produce una marcha inestable, lo que incrementa el riesgo de caídas [30].

La rehabilitación es un proceso mediante el cual se pretende recuperar las aptitudes físicas perdidas a causa de un evento como puede ser el ictus o algún incidente traumático. Entre los beneficios de la rehabilitación podemos mencionar: el incremento de la potencia muscular, mejorar el control motriz, reducir la espasticidad y lo más importante, mejorar la calidad de vida de los pacientes con enfermedades neuromusculares. La recuperación suele ser rápida en pacientes jóvenes, pero tarda un tiempo considerable en personas de mayor edad. Existen tres modalidades de recuperación: pasiva, asistida y activa; en la primera, quien hace el esfuerzo es el fisioterapeuta, en la recuperación asistida intervienen tanto el paciente y terapeuta, finalmente en la recuperación activa el paciente lleva a cabo todo el esfuerzo en los ejercicios [31].

En los últimos años, se ha optado por el desarrollo de maquinaria que asista en el proceso de rehabilitación y fortalecimiento de pacientes con algún evento traumático, reduciendo el trabajo repetitivo de los fisioterapeutas, brindando un mayor número de servicio de terapias, reduciendo el tiempo de recuperación e incrementando la diversidad de terapias con movimientos seguros y precisos. Sin embargo, debido a la complejidad de movimiento que poseen las diferentes articulaciones del cuerpo humano, estos dispositivos se ven limitados en cuanto a los grados de libertad [31].

Como se mencionó en la sección 2.1, el tobillo puede realizar un movimiento muy complejo en los planos anatómicos, sin embargo, para el propósito práctico del exoesqueleto que se desarrollará, se lo limita a un grado de libertad, considerando que el tobillo realiza un movimiento importante en el plano sagital, conocido como flexión plantar y dorsiflexión.

En las secciones 3.2 y 3.3, se desarrolla un análisis cinemático y dinámico de la articulación de tobillo, describiendo la matemática y la geometría del modelo robótico de la articulación. En la sección 3.4, se detalla el proceso de construcción del sistema mecánico, el cual, conjuntamente con el actuador se encargará de efectuar los movimientos necesarios para el proceso de rehabilitación.

3.2. Análisis cinemático

3.2.1. Cinemática del manipulador

La cinemática es la ciencia que estudia el movimiento, sin considerar las fuerzas que lo originan; la velocidad, aceleración, y otras variables que derivan de la posición y que generalmente están en función del tiempo. Un manipulador es un conjunto de cuerpos (enlaces) conectados a través de una cadena de articulaciones, que generalmente llevan una herramienta en su extremo. El término par menor se utiliza para describir a un par de cuerpos cuando el movimiento relativo se caracteriza por dos superficies que se deslizan una sobre otra. La Figura 3.1 muestra seis posibles articulaciones de par menor.

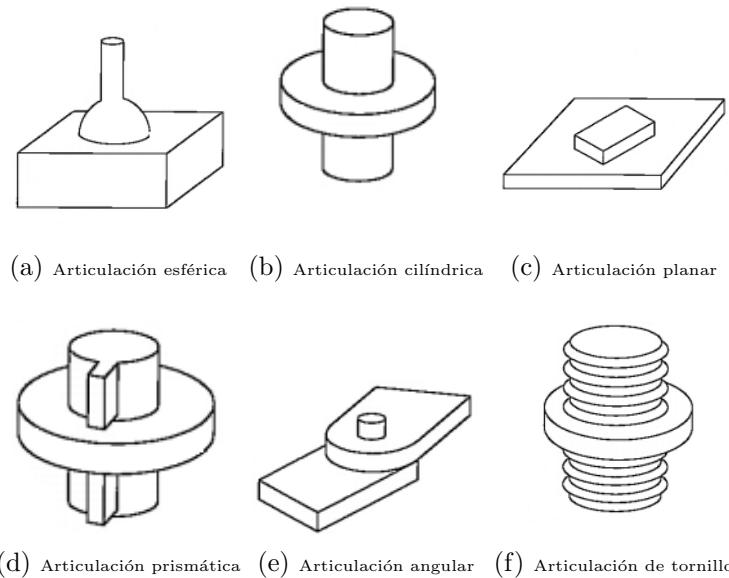


Figura 3.1: Seis posibles articulaciones de par menor. [32].

Descripción de enlaces

Generalmente, el diseño mecánico de un manipulador se construye de articulaciones con un solo grado de libertad (GDL), ya que la mayoría de ellos están formados por dos tipos de articulaciones: angulares o prismáticas. En el caso de una articulación que tenga n GDL, se la puede modelar como n articulaciones de un GDL, conectados por $n-1$ vínculos de longitud cero [32].

Para identificar los enlaces de una articulación, se los enumera desde la base (punto inmóvil), llamado *enlace cero*, el primer cuerpo móvil *enlace uno*, y así consecutivamente

hacia el extremo libre del brazo del manipulador que será el enlace n . Para posicionar un efecto en un espacio tridimensional, se requiere por lo mínimo seis articulaciones (tres parámetros de posición y tres de orientación).

Un solo enlace de un robot, tiene muchas características que el diseñador mecánico debe considerar: el tipo de material, dureza y rigidez, peso, inercia, etc. Sin embargo, para obtener las ecuaciones cinemáticas del mecanismo, se considera un enlace solamente como un cuerpo rígido que define la relación entre dos ejes de articulaciones adyacentes de un manipulador. Los ejes de articulación se definen mediante líneas en el espacio.

Para un análisis cinemático, un enlace se puede especificar mediante dos números, que definen la ubicación relativa de los dos ejes en el espacio. El primero es la *longitud del enlace* (a_{i-1}), que es la medida entre los ejes perpendiculares de las articulaciones que unen el enlace. El segundo es la *torsión del vínculo* (α_{i-1}), una medida angular entre los planos que conforman los ejes de la articulación del enlace.

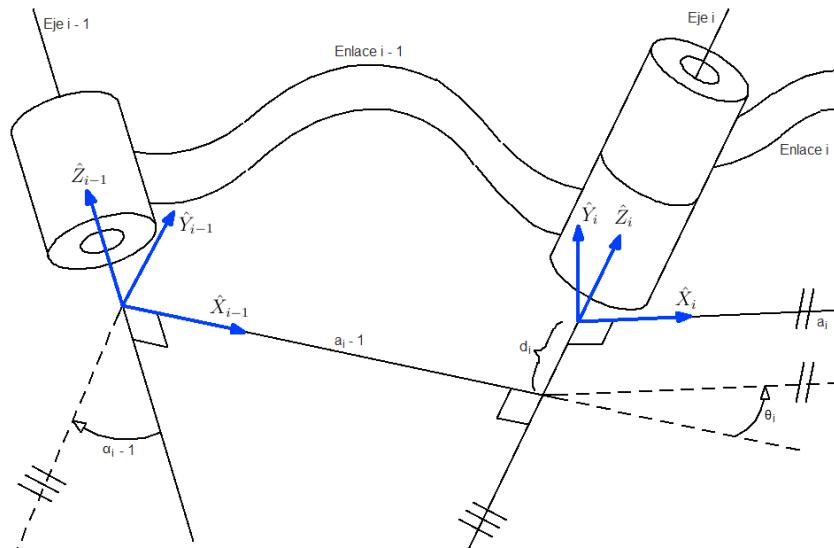


Figura 3.2: Descripción de los parámetros de un enlace. [32].

Enlaces intermedios en la cadena

Dos enlaces adyacentes comparten un eje de articulación en común y se describen dos parámetros de esta observación: el primero es el *desplazamiento del vínculo*, y se trata de la distancia a lo largo del eje común entre un enlace hasta el siguiente y se denota con d_i , el segundo se llama *ángulo de articulación*, y describe la cantidad de rotación respecto al eje común entre dos vínculos adyacentes, esta cantidad se denota con θ_i .

La interconexión entre los enlaces $i - 1$ e i , así como sus respectivos parámetros se ilustran en la Figura 3.2. Se recuerda que a_{i-1} es la perpendicular entre los dos ejes del enlace $i - 1$, igualmente a_i es la perpendicular mutua para el enlace i .

Parámetros del enlace

Para describir un robot en términos cinemáticos se requiere de cuatro cantidades por cada enlace, dos de ellas describen al enlace como tal, y las otras dos describen

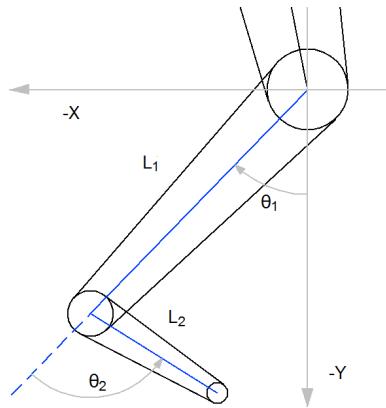


Figura 3.3: Representación de las articulaciones de pie y tobillo. [32].

la conexión del enlace con otro adyacente. Considerando una articulación angular, θ_i se denomina *variable de articulación* y las tres cantidades restantes son *parámetros del enlace fijo*. La definición de mecanismos mediante estas cantidades es una convención conocida generalmente como *notación Denavit-Hartenberg*.

Convención para asignar tramas a enlaces

Para describir la ubicación de un enlace con sus adyacentes, se define una trama unida a cada enlace. Las tramas se nombran de acuerdo al enlace al que están unidas, por ejemplo, la trama $\{i\}$, se une rígidamente al enlace i . Para ubicar las tramas en los enlaces se utiliza la siguiente convención: El eje \hat{Z}_i de la trama $\{i\}$ denotado como \hat{Z}_i , coincide con el eje de la articulación i . El origen de la trama $\{i\}$, se ubica donde la perpendicular a_i se interseca con el eje de articulación i . \hat{Z}_i apunta hacia a_i en la dirección de la articulación i hacia la articulación $i+1$. Si $a_i = 0$, \hat{X}_i es normal al plano de \hat{Z}_i y de \hat{Z}_{i+1} . Se define α_i midiéndolo en sentido de la mano derecha sobre \hat{X}_i . \hat{Y}_i se forma con la ley de la mano derecha para completar la i -ésima trama.

Parámetros del enlace en términos de las tramas

Al seguir la convención mencionada en la sección anterior, se desprenden las siguientes definiciones:

a_i = la distancia de \hat{Z}_i a \hat{Z}_{i+1} medida sobre \hat{X}_i ;

α_i = el ángulo de \hat{Z}_i a \hat{Z}_{i+1} medido sobre \hat{X}_i ;

d_i = la distancia de \hat{X}_{i-1} a \hat{X}_i medida sobre \hat{Z}_i ; y

θ_i = el ángulo de \hat{X}_{i-1} a \hat{X}_i medido sobre \hat{Z}_i .

La Figura 3.3, representa las articulaciones de rodilla y tobillo en el plano $X - Y$. Para obtener los parámetros Denavit-Hartenberg, se toma como referencia la articulación de rodilla y se considera que los ejes de las dos articulaciones son paralelos entre si, para simplificar el modelo. Los parámetros asignados se observan en la Tabla 3.1. A continuación se construyen las transformadas que define las tramas $\{i\}$ relativa a la trama $\{i + 1\}$ utilizando la Ecuación (3.1).



Tabla 3.1: Parámetros Denavit-Hartenber para la articulación de pie y tobillo.

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ_i
1	0	L_1	0	θ_1
2	0	L_2	0	θ_2

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\cos(\alpha_i)\sin(\theta_i) & \sin(\alpha_i)\sin(\theta_i) & \alpha_i \cos(\theta_i) \\ \sin(\theta_i) & \cos(\alpha_i)\cos(\theta_i) & -\sin(\alpha_i)\cos(\theta_i) & \alpha_i \sin(\theta_i) \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Con los datos obtenidos en la Tabla 3.1, se calculan las transformaciones individuales de cada enlace. Sustituyendo los parámetros en la Ecuación (3.1) se obtiene:

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & L_1 \cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & L_1 \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$${}^1A_2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & L_2 \cos(\theta_1) \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & L_2 \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Una vez que se han definido las tramas de los enlaces y se han hallado sus parámetros en las Ecuaciones (3.2) y (3.3), se obtiene la matriz homogénea de transformación T a partir de la Ecuación (3.4).

$$T = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 \dots {}^{n-1}A_n \quad (3.4)$$

Para dos grados de libertad, se asigna $n = 2$, entonces:

$$T = {}^0A_1 {}^1A_2 \quad (3.5)$$

Multiplicando matricialmente las Ecuaciones (3.2) y (3.3), y simplificando el resultado, se obtiene la Ecuación (3.6), la cual indica la ubicación del extremo de enlace número dos con respecto al origen.

$$T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L_1 \cos(\theta_1 + L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L_1 \sin(\theta_1 + L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

3.2.2. Cinemática inversa de manipuladores

En la sección 3.2.1 se describió un procedimiento para determinar la posición y orientación del extremo de un robot con respecto a una base fija. En esta sección se trata el problema inverso, es decir: dada la posición y orientación de la herramienta con respecto a una base, se calculan los ángulos de las articulaciones que logren el resultado deseado, lo que se conoce como *cinemática inversa* de un manipulador.

Existen varias estrategias de solución de manipuladores, según [32] se dividen en dos clases amplias:

- Soluciones numéricas: son de naturaleza iterativa, y tienden a ser muy lentas en su resolución.
- Soluciones de forma cerrada: se basa en expresiones analíticas o en la resolución de un polinomio de grado 4 o menor, dentro de esta clase se distinguen dos métodos para obtener la solución: el método *algebraico* y el método *geométrico*.

Por simplicidad, se elige un método geométrico para encontrar los parámetros de la cinemática inversa del prototipo. Con este enfoque, se pretende descomponer la geometría espacial de las articulaciones de pie y tobillo, en una serie de problemas de geometría plana a partir de la Figura 3.4. En este caso se aprovecha que $\alpha_i = 0$.

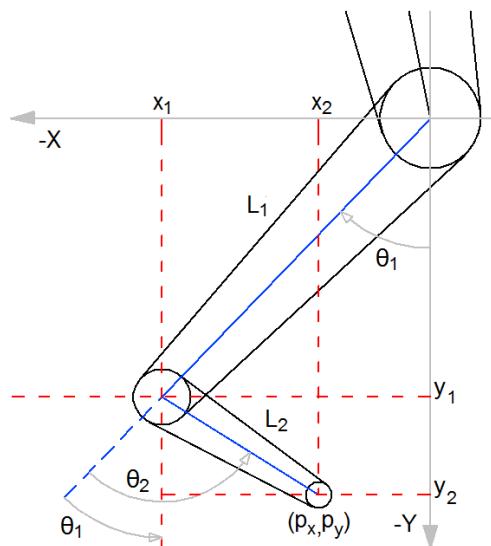


Figura 3.4: Método geométrico para obtención de parámetros de cinemática inversa. [32]

Las relaciones geométricas obtenidas a partir de la Figura 3.4. son:

$$\begin{aligned} x_1 &= -L_1 \sin(\theta_1) \\ y_1 &= -L_1 \cos(\theta_1) \\ x_2 - x_1 &= L_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) \\ y_2 - y_1 &= -L_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) \end{aligned} \quad (3.7)$$

Mediante la Ecuación (3.8) se halla p_x y p_y , que son las coordenadas del extremo, el pie en este caso.

$$p_x = L_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) - L_1 \sin(\theta_1) \quad (3.8)$$

$$p_y = -L_1 \cos(\theta_1) - L_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) \quad (3.9)$$

Para obtener θ_2 , se utilizan identidades trigonométricas y algunos artificios matemáticos, de tal manera que:

$$p_x^2 + p_y^2 = [L_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) - L_1 \sin(\theta_1)]^2 + [-L_1 \cos(\theta_1) - L_2 \cos(\theta_2 - \theta_1)]^2 \quad (3.10)$$



$$\begin{aligned} p_x^2 + p_y^2 &= L_2^2 \sin(\theta_2 - \theta_1)^2 + L_1^2 \sin(\theta_1)^2 - 2L_1 L_2 \sin(\theta_1) \sin(\theta_2 - \theta_1) + \\ &\quad L_1^2 \cos(\theta_1)^2 + L_2^2 \cos(\theta_2 - \theta_1)^2 + 2L_1 L_2 \cos(\theta_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) \end{aligned} \quad (3.11)$$

$$\begin{aligned} p_x^2 + p_y^2 &= L_1^2 (\cos(\theta_1)^2 + \sin(\theta_1)^2) + L_2^2 (\cos(\theta_2 - \theta_1)^2 + \sin(\theta_2 - \theta_1)^2) + \\ &\quad 2L_1 L_2 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) + \sin(\theta_1) \sin(\theta_2 - \theta_1)) \end{aligned} \quad (3.12)$$

$$p_x^2 + p_y^2 = L_1^2 + L_2^2 + 2L_1 L_2 \cos(\theta_2) \quad (3.13)$$

De la Ecuación (3.13) se tiene finalmente:

$$\theta_2 = \arcsin \left(\frac{p_x^2 + p_y^2 - (L_1^2 + L_2^2)}{2L_1 L_2} \right) \quad (3.14)$$

A pesar de que la Ecuación (3.14) permite obtener θ_2 como función de p_x y p_y , por motivos de computacionales se recomienda utilizar la expresión del arcotangente mediante la identidad de la Ecuación (3.15) [33]:

$$\tan(q) = \frac{\sqrt{1 - \cos(\alpha)^2}}{\cos(\alpha)} \quad (3.15)$$

Obteniendo finalmente:

$$\theta_2 = \arctan \left[\frac{\pm \sqrt{1 - \cos(\theta_2)^2}}{\cos(\theta_2)} \right] \text{ con } \cos(\theta_2) = \arcsin \frac{p_x^2 + p_y^2 - (L_1^2 + L_2^2)}{2L_1 L_2} \quad (3.16)$$

Para obtener θ_1 , se utiliza la Figura 3.5, de donde se deduce que:

$$\theta_1 = \alpha + \beta \quad (3.17)$$

Empleando las identidades trigonométricas encontramos α y β :

$$\alpha = \arctan \left[\frac{L_2 \sin(\theta_2)}{L_1 + L_2 \cos(\theta_2)} \right] \text{ y,} \quad (3.18)$$

$$\beta = \arctan \left[\frac{p_x}{\sqrt{p_x^2 + p_y^2}} \right] \quad (3.19)$$

Reemplazando las Ecuaciones (3.18) y (3.19) en (3.17), se obtiene finalmente:

$$\theta_1 = \arctan \left[\frac{L_2 \sin(\theta_2)}{L_1 + L_2 \cos(\theta_2)} \right] + \arctan \left[\frac{p_x}{\sqrt{p_x^2 + p_y^2}} \right] \quad (3.20)$$

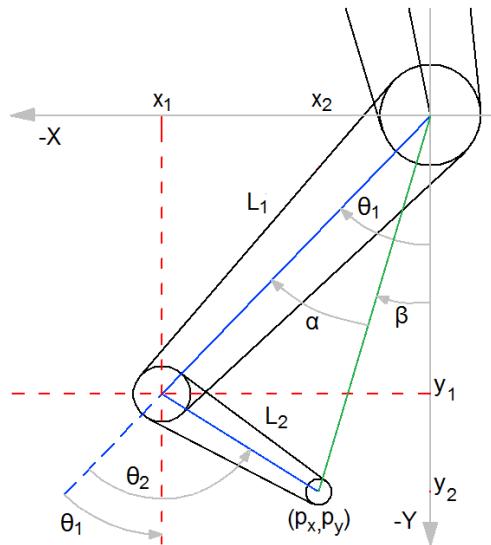


Figura 3.5: Obtención de parámetros de cinemática inversa. [32]

3.3. Análisis dinámico

El objetivo de elaborar un modelo dinámico de un robot, es conocer la relación entre su movimiento y las fuerzas que lo producen, además permite conocer algunas características importantes como: la simulación del movimiento del robot, evaluación de la estructura mecánica, determinar la potencia adecuada de los actuadores, diseño del control dinámico del robot.

La complejidad del modelo se incrementa cuando el manipulador robótico tiene más grados de libertad, y de igual manera que el modelo cinemático, se han desarrollado métodos que pretenden simplificar su obtención. En este proyecto se obtiene el modelo mecánico mediante la formulación de *Lagrange-Euler*.

Obtención de las matrices U_{ij}

Estas matrices se obtienen mediante la Ecuación (3.21):

$$U_{ij} = \frac{\partial^0 A_i}{\partial \theta_j} \quad (3.21)$$

Utilizando los parámetros Denavit-Hartenberg de la sección anterior, tenemos:

$$U_{11} = \frac{\partial^0 A_1}{\partial \theta_1} \begin{bmatrix} -\sin(\theta_1) & -\cos(\theta_1) & 0 & -L_1 \sin(\theta_1) \\ \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & L_1 \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.22)$$

$$U_{12} = \frac{\partial^0 A_1}{\partial \theta_2} \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.23)$$



$$U_{21} = \frac{\partial^0 A_2}{\partial \theta_1} \begin{bmatrix} -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_1 \sin(\theta_1) - L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_1 \cos(\theta_1) - L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

$$U_{22} = \frac{\partial^0 A_2}{\partial \theta_1} \begin{bmatrix} -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

Obtención de las matrices U_{ijk} :

$$U_{ijk} = \frac{\partial U_{ij}}{\partial \theta_k} \quad (3.26)$$

$$U_{111} = \frac{\partial U_{11}}{\partial \theta_1} \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1) & \sin(\theta_1) & 0 & -L_1 \cos(\theta_1) \\ -\sin(\theta_1) & -\cos(\theta_1) & 0 & -L_1 \sin(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

$$U_{112} = U_{121} = U_{122} = \frac{\partial U_{11}}{\partial \theta_2} = \frac{\partial U_{12}}{\partial \theta_1} = \frac{\partial U_{11}}{\partial \theta_2} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

$$U_{211} = \frac{\partial U_{21}}{\partial \theta_1} \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_1 \cos(\theta_1) - L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_1 \sin(\theta_1) - L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

$$U_{212} = \frac{\partial U_{21}}{\partial \theta_2} \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

$$U_{221} = \frac{\partial U_{22}}{\partial \theta_1} \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

$$U_{212} = \frac{\partial U_{22}}{\partial \theta_2} \begin{bmatrix} -\cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & -\cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & -L_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

Obtención de matrices de pseudoinercia J_i

Utilizando las Ecuaciones en (3.8), con Lc_1 y Lc_2 como los centros de masa de cada enlace, se obtienen las matrices de pseudoinercia mediante:

$$J_i = \begin{bmatrix} \int x_i^2 dm & \int x_i y_i dm & \int x_i z_i dm & \int x_i dm \\ \int y_i x_i dm & \int y_i^2 dm & \int y_i z_i dm & \int y_i dm \\ \int z_i x_i dm & \int z_i y_i dm & \int z_i^2 dm & \int z_i dm \\ \int x_i dm & \int y_i dm & \int z_i dm & \int dm \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

El primer enlace, J_1 , hace referencia a la pierna:

$$J_1 = \begin{bmatrix} m_1 l c_1^2 \sin^2(\theta_1) & m_1 l c_1^2 \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) & 0 & m_1 l c_1 \sin(\theta_1) \\ m_1 l c_1^2 \sin(\theta_1) \cos(\theta_1) & m_1 l c_1^2 \cos^2(\theta_1) & 0 & m_1 l c_1 \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ m_1 l c_1 \sin(\theta_1) & m_1 l c_1 \cos(\theta_1) & 0 & m_1 \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

El segundo enlace, J_2 , es el pie:

$$J_2 = \begin{bmatrix} m_2 l c_2^2 \sin^2(\theta_2 - \theta_1) & m_2 l c_2^2 \sin(\theta_2 - \theta_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) & 0 & m_2 l c_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) \\ m_2 l c_2^2 \sin(\theta_2 - \theta_1) \cos(\theta_2 - \theta_1) & m_2 l c_2^2 \cos^2(\theta_2 - \theta_1) & 0 & m_2 l c_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ m_2 l c_2 \sin(\theta_2 - \theta_1) & m_2 l c_2 \cos(\theta_2 - \theta_1) & 0 & m_2 \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

Obtención de las matrices de inercia $D = [d_{ij}]$:

La matriz de inercias es:

$$J_2 = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

Donde:

$$d_{ij} = \sum_{k=\max(i,j)}^n \text{Trazada} (U_{kj} J_k U_{ki}^T) \quad (3.37)$$

Utilizando las matrices U_{ij} (Ecuaciones (3.22 - 3.25)):

$$\begin{aligned} d_{11} &= \sum_{k=\max(1,1)}^2 \text{Trazada} (U_{kj} J_k U_{ki}^T) = \text{Trazada} (U_{11} J_1 U_{11}^T) + \text{Trazada} (U_{21} J_2 U_{21}^T) \\ &= L_1^2 (m_1 + m_2) + L_1 (2L_2 m_2 (\cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1) \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2))) + \\ &\quad + 2Lc_1 m_1 \sin(\theta_1) + 2L_2 m_2 (\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1) \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2)) - \\ &\quad - (\cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1) \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2)) + L_2^2 m_2 - 2L_2 Lc_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) + \\ &Lc_1^2 m_1 + Lc_2^2 m_2 = L_1^2 (m_1 + m_1) + L_1 (2L_2 m_2 \cos(\theta_2) + 2Lc_1 m_1 \sin(\theta_1) - 2Lc_2^2 m_2 \sin(\theta_1)) + \\ &\quad + L_2^2 m_2 - 2L_2 Lc_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) + Lc_1^2 m_1 + Lc_2^2 m_2 \end{aligned} \quad (3.38)$$



$$\begin{aligned}
 d_{12} &= \sum_{k=\max(1,2)}^2 \text{Traza} (U_{kj} J_k U_{kj}^T) = \text{Traza} (U_{22} J_2 U_{21}^T) \\
 &= \left(L_1 \left(L_2 \left(\cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) + \right. \right. \\
 &\quad L c_2 \left((\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - (\cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2)) \cos(\theta_1 - \theta_2) - \cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) + 1 \right. \\
 &\quad \left. \left. + \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_1 - \theta_2) \right) \right) \\
 &\quad \left. + L_2^2 - 2L_2 L c_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + L c_2^2 \right) m_2 = \\
 &\quad (L_1 (L_2 \cos(\theta_2) - L c_2 \sin(\theta_1)) + L_2^2 - 2L_2 L c_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) + L c_2^2) \quad (3.39)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 d_{21} &= \sum_{k=\max(1,2)}^2 \text{Traza} (U_{kj} J_k U_{kj}^T) = \text{Traza} (U_{21} J_2 U_{22}^T) \\
 &= d_{12} = \sum_{k=\max(1,2)}^2 \text{Traza} (U_{kj} J_k U_{kj}^T) = \text{Traza} (U_{21} J_2 U_{21}^T) \\
 &= \left(L_1 \left(L_2 \left(\cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) + \right. \right. \\
 &\quad L c_2 \left((\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - (\cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2)) \cos(\theta_1 - \theta_2) - \cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) + 1 \right. \\
 &\quad \left. \left. + \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_1 - \theta_2) \right) \right) \\
 &\quad \left. + L_2^2 - 2L_2 L c_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + L c_2^2 \right) m_2 = \\
 &\quad (L_1 (L_2 \cos(\theta_2) - L c_2 \sin(\theta_1)) + L_2^2 - 2L_2 L c_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) + L c_2^2) \quad (3.40)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 d_{22} &= \sum_{k=\max(1,2)}^2 \text{Traza} (U_{kj} J_k U_{kj}^T) = \text{Traza} (U_{22} J_2 U_{22}^T) = \\
 &\quad m_2 (L_2^2 - 2L_2 L c_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) + L c_2^2) \quad (3.41)
 \end{aligned}$$

Términos h_{jkm}

$$h_{ikm} = \sum_{j=\max(i,k,m)}^n \text{Traza}(U_{jkm} J_j U_{ji}^T) \quad (3.42)$$

Utilizando las Ecuaciones (3.27 a 3.32):

$$\begin{aligned}
 h_{111} &= \sum_{j=\max(1,1,1)}^n \text{Traza}(U_{j11} J_j U_{j1}^T) \\
 &= \text{Traza}(U_{111} J_1 U_{11}^T) + \text{Traza}(U_{211} J_2 U_{21}^T) = 0 \quad (3.43)
 \end{aligned}$$



$$\begin{aligned} h_{112} &= \sum_{j=\max(1,1,2)}^n \text{Traza}(U_{j12} J_j U_{j1}^T) = \text{Traza}(U_{212} J_2 U_{21}^T) \\ &= L_1 \left(L_2 \left(\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right. \\ &\quad \left. - 2Lc_2 \left(\left(\cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right. \right. \\ &\quad \left. \left. \cos(\theta_1 - \theta_2) + \left(\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \sin(\theta_1 - \theta_2) \right) \right) m_2 = \\ &\quad L_1 m_2 (L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1)) \quad (3.44) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} h_{121} &= \sum_{j=\max(1,2,1)}^n \text{Traza}(U_{j21} J_j U_{j1}^T) = \text{Traza}(U_{221} J_2 U_{21}^T) \\ &= L_1 \left(L_2 \left(\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right. \\ &\quad \left. - 2Lc_2 \left(\left(\cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right. \right. \\ &\quad \left. \left. \cos(\theta_1 - \theta_2) + \left(\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \sin(\theta_1 - \theta_2) \right) \right) m_2 = \\ &\quad L_1 m_2 (L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1)) = h_{112} \quad (3.45) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} h_{211} &= \sum_{j=\max(2,1,1)}^n \text{Traza}(U_{j21} J_j U_{j2}^T) = \text{Traza}(U_{211} J_2 U_{22}^T) \\ &= -L_1 \left(L_2 \left(\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right. \\ &\quad \left. - Lc_2 \left(\left(\cos(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) + \sin(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right. \right. \\ &\quad \left. \left. \cos(\theta_1 - \theta_2) + \left(\sin(\theta_1) \cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1) \sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \sin(\theta_1 - \theta_2) \right) \right) m_2 = \\ &\quad L_1 m_2 (L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1)) \quad (3.46) \end{aligned}$$



$$\begin{aligned}
 h_{122} &= \sum_{j=\max(2,2,1)}^n \text{Traza}(U_{j22}J_jU_{j1}^T) = \text{Traza}(U_{222}J_2U_{21}^T) \\
 &= L_1 \left(L_2 \left(\sin(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right. \\
 &\quad \left. - 2Lc_2 \left(\left(\cos(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2)\sin(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \right. \right. \\
 &\quad \left. \left. \cos(\theta_1 - \theta_2) + \left(\sin(\theta_1)\cos(\theta_1 + \theta_2) - \cos(\theta_1)\sin(\theta_1 + \theta_2) \right) \sin(\theta_1 - \theta_2) \right) \right) m_2 = \\
 &\quad L_1 m_2 (L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1)) = h_{112} \quad (3.47)
 \end{aligned}$$

$$h_{212} = \sum_{j=\max(2,1,2)}^n \text{Traza}(U_{j12}J_jU_{j2}^T) = \text{Traza}(U_{212}J_2U_{22}^T) = 0 \quad (3.48)$$

$$h_{221} = \sum_{j=\max(2,2,1)}^n \text{Traza}(U_{j21}J_jU_{j2}^T) = \text{Traza}(U_{221}J_2U_{22}^T) = 0 \quad (3.49)$$

$$h_{222} = \sum_{j=\max(2,2,2)}^n \text{Traza}(U_{j22}J_jU_{j2}^T) = \text{Traza}(U_{222}J_2U_{22}^T) = 0 \quad (3.50)$$

Matrices columna de fuerzas centrífugas y de coriolis $H = [h_i]^T$

Los elementos de las matrices están definidos por:

$$h_i = \sum_{k=1}^n \sum_{m=1}^n h_{ikm} \dot{\theta}_k \dot{\theta}_m \quad (3.51)$$

Reemplazando en la Ecuación (3.51) las Ecuaciones (3.43 a 3.50) tenemos:

$$\begin{aligned}
 h_1 &= \sum_{k=1}^2 \sum_{m=1}^2 h_{1km} \dot{\theta}_k \dot{\theta}_m = h_{111} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_1 + h_{112} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{121} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 + h_{122} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_2 \\
 &= 0 + (L_1 m_2 (-L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (L_1 m_2 (-L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 + \\
 &\quad (L_1 m_2 (-L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_2^2 \\
 &= 2 (L_1 m_2 (L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (L_1 m_2 (-L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_2^2
 \end{aligned} \quad (3.52)$$

$$\begin{aligned}
 h_2 &= \sum_{k=1}^2 \sum_{m=1}^2 h_{2km} \dot{\theta}_k \dot{\theta}_m = h_{211} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_1 + h_{212} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{221} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 + h_{222} \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_2 \\
 &= (L_1 m_2 (L_2 \sin(\theta_2) + Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1^2 + 0 + 0 = (L_1 m_2 (L_2 \sin(\theta_2) + Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1^2
 \end{aligned} \quad (3.53)$$



Por lo tanto:

$$H = \begin{bmatrix} 2(L_1 m_2 (-L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (L_1 m_2 (-L_2 \sin(\theta_2) - Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_2^2 \\ (L_1 m_2 (L_2 \sin(\theta_2) + Lc_2 \cos(\theta_1))) \dot{\theta}_1^2 \end{bmatrix} \quad (3.54)$$

Matriz columna de fuerzas de gravedad $C = [c_1]^T$

Se obtienen con la Ecuación (3.55):

$$c_i = \sum_{j=1}^N (m_j g U_{ji} \cdot {}^j r_j) \quad (3.55)$$

El vector de gravedad:

$$g = [0 \ -g \ 0 \ 0] \quad (3.56)$$

${}^j r_j$ es el vector de coordenadas homogéneas para el centro de masa del enlace j en el sistema S_j

$${}^1 r_1 = [Lc_1 \sin(\theta_1) \ Lc_1 \cos(\theta_1) \ 0 \ 1] \quad (3.57)$$

$${}^2 r_2 = [Lc_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \ Lc_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \ 0 \ 1] \quad (3.58)$$

Encontramos los valores c_i :

$$c_1 = \sum_{j=1}^2 (m_j g U_{j1} \cdot {}^j r_j) = -m_1 g U_{11} \cdot {}^j r_1 - m_2 g U_{21} \cdot {}^j r_2 = \\ [g (L_1 (m_1 \cos(\theta_1) + m_2 \cos(\theta_1)) + L_1 m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + Lc_2 m_2 \sin(2\theta_2))] \quad (3.59)$$

$$c_2 = \sum_{j=1}^2 (m_j g U_{j2} \cdot {}^j r_j) = -m_1 g U_{21} \cdot {}^j r_1 - m_2 g U_{22} \cdot {}^j r_2 = \\ [g (L_2 (m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)) + Lc_2 m_2 \sin(2\theta_2))] \quad (3.60)$$

Por último:

$$C = \begin{bmatrix} g (L_1 (m_1 \cos(\theta_1) + m_2 \cos(\theta_1)) + L_1 m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - Lc_2 m_2 \sin(2\theta_2)) \\ g (L_2 (m_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)) + Lc_2 m_2 \sin(2\theta_2)) \end{bmatrix} \quad (3.61)$$

La Ecuación correspondiente al modelo dinámico del prototipo será:

$$\tau = D\ddot{\theta} + H + C$$

3.4. Diseño mecánico

Esta sección describe las fases de diseño, construcción y ensamblaje de los componentes mecánicos que conforman el prototipo. A través del software de diseño asistido por computadora (CAD), se dibuja la estructura del exoesqueleto y sus componentes para que se ajusten a las necesidades del paciente, además se realizan simulaciones para determinar los materiales adecuados, con la finalidad de brindar un dispositivo confortable y resistente.

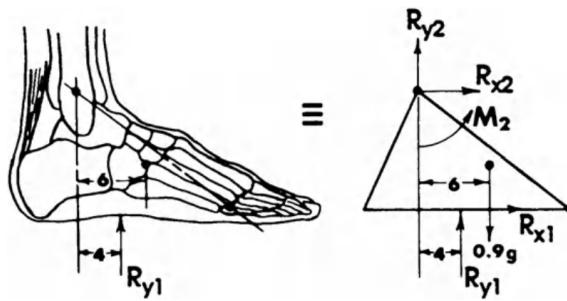


Figura 3.6: Diagrama de cuerpo libre de la articulación de tobillo.

Para el diseño, se considera al tobillo como una articulación de tipo angular con un solo grado de libertad, los ángulos que puede alcanzar son de $20,3^\circ$ a $29,8^\circ$ en dorsiflexión, y de $37,6^\circ$ a $45,8^\circ$ en flexión plantar [31], con respecto al eje de la articulación en el plano sagital. En el diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 3.6, se identifican las fuerzas que actúan sobre el tobillo de un individuo que mantiene el equilibrio en un solo pie. La fuerza de reacción del suelo, R_{y1} , se encuentra a 4 cm anterior al tobillo y por convención actúa siempre hacia arriba. La fuerza de reacción horizontal, R_{x1} , actúa en la dirección positiva (hacia la derecha). La masa del pie es de 0,9 Kg y el peso del cuerpo $R_{y1} = 60 \times 9,8 = 588N$.

$$\sum F_x = ma_x$$

$$R_{x2} + R_{x1} = ma_x = 0$$

$$\sum F_y = ma_y$$

$$R_{y2} + R_{y1} - mg = ma_y = 0$$

$$R_{y2} + 588 - 0,9 \times 9,8 = 0$$

$$R_{y2} = -579,2N$$

El signo negativo en R_{y2} , significa que la fuerza actúa hacia abajo. Ahora calculamos el torque que ejercen los músculos para mantener a la persona en equilibrio:

Con respecto al centro de masa $\sum M = I_0\alpha$,

$$M_2 - R_{y1} \times 0,02 - R_{y2} \times 0,06 = 0$$

$$588 \times 0,02 - 579,2 \times 0,06 = -22,99N \cdot m$$

Es decir, el dispositivo debe generar un torque de $23N \cdot m$ para mantener al individuo en equilibrio.

3.4.1. Diseño del sistema de engranajes

La sección 2.5.2 describe los tipos de actuadores que pueden emplearse en la robótica, sin embargo no todos funcionan adecuadamente en un exoesqueleto, ya que se requiere generar grandes torques y un control preciso en la posición final. Los actuadores neumáticos e hidráulicos proveen una gran densidad de potencia, pero son pesados y voluminosos,

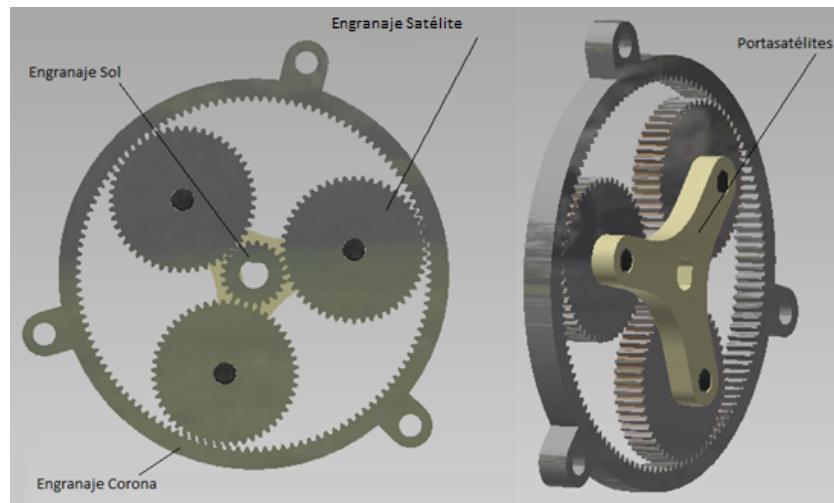


Figura 3.7: Sistema de engranajes epicicloidal o planetario.

por lo que la opción mas favorable son los actuadores eléctricos. La desventaja de los motores es el torque que pueden generar, y la solución es acoplarlos a un sistema mecánico multiplicador de fuerza.

Para obtener una relación de transmisión elevada, se elige la construcción de un sistema de engranajes epicicloidal o planetario. Este tipo de mecanismo consiste de un engranaje central denominado *sol*, en torno al cual gira un trío de engranajes denominados *satélites* o *planetas* sujetos mediante un *portasatélites*, este conjunto gira dentro de un engranaje exterior conocido como *corona*, la Figura 3.7 muestra el sistema planetario y sus componentes.

El diseño del sistema de engranajes, requiere de algunos cálculos adicionales para determinar el número correcto de dientes en cada elemento, por conveniencia se sigue la siguiente nomenclatura¹:

R: el número de dientes del engranaje corona.

S: el número de dientes del engranaje central o sol.

P: el número de dientes de los engranajes planeta.

Para todo sistema planetario se debe cumplir que el módulo sea igual para todos los engranajes, además de satisfacer la Ecuación (3.62):

$$R = 2 \times P + S \quad (3.62)$$

Con $S = 22$, $P = 50$, y mediante la Ecuación (3.62) obtenemos que $R = 122$. La relación de transmisión del sistema se obtiene mediante la Ecuación (3.63):

$$(R + S) \times T_y = R \times T_r + T_s \times S \quad (3.63)$$

Donde T_r , T_s y T_y es la velocidad angular de los engranajes corona, sol y del portasatélites respectivamente. Normalmente un elemento está fijo, en este caso es la corona,

¹https://woodgears.ca/gear/planetary_es.html



Tabla 3.2: Descripción de los engranajes.

Engranaje	Diámetro Primitivo [mm]	Espesor [mm]
Sol	11	4
Planeta	25	4
Corona	61	4

por lo que $T_r = 0$. La entrada es el engranaje sol y la salida es el portasatélites; su velocidad estará dada por la Ecuación (3.64):

$$T_y = T_s \frac{S}{R + S} \quad (3.64)$$

Reemplazando los valores de R , y S obtenemos una relación de transmisión = 0,152, es decir, si el engranaje sol gira 360° , el portasatélites realizará un giro de 55° aproximadamente, por lo tanto, serán necesarias 6,545 vueltas del engranaje sol para completar una vuelta del portasatélites. Cabe recalcar que se emplearán dos sistemas de engranajes planetarios en serie, obteniendo una relación de 0,0234 o 1 a 42,8, por lo que una vuelta del manipulador, corresponde a 42,8 vueltas del motor.

El peso y volumen que ocupará el sistema son muy importantes, por lo que el módulo del engranaje es igual a 0,5, con ello el diámetro exterior del conjunto armado es de 68mm. Los elementos se generan en Solidworks, y las dimensiones obtenidas se listan en la Tabla 3.2:

3.4.2. Análisis de materiales

SolidWorks ofrece una herramienta de simulación que permite estimar el comportamiento de un elemento en su entorno de funcionamiento. En el caso de los engranajes, se requiere conocer cual es el límite de presión que pueden soportar sus dientes, ya que estos se encargan de transmitir el torque generado por el actuador. Para la simulación se asigna una aleación de acero al carbono a un engranaje aislado, se ancla el eje a una geometría fija y se aplica una fuerza a uno de los dientes, incrementando su valor hasta obtener el límite elástico para el elemento. La Figura 3.8 muestra los resultados de la simulación. El material con el que se trabaja es una aleación de acero al carbono conocida como k100 (Norma DIN 1.2080), puesto que ofrece un excelente acabado, resistencia a la corrosión y al desgaste².

3.4.3. Construcción de los engranajes

La construcción de los engranajes consiste en tallar los dientes en un material cilíndrico previamente mecanizado a los diámetros necesarios. En este proyecto, el tallado de los engranajes se realiza mediante un proceso de mecanizado por descarga eléctrica, en una máquina de control numérico computarizado (CNC). La tolerancia que maneja la máquina es de $\pm 10\mu m$, lo cual es importante para un ajuste preciso entre los dientes y el juego final en el conjunto armado.

²<http://www.acerosboehler.com.ar/english/280.php>

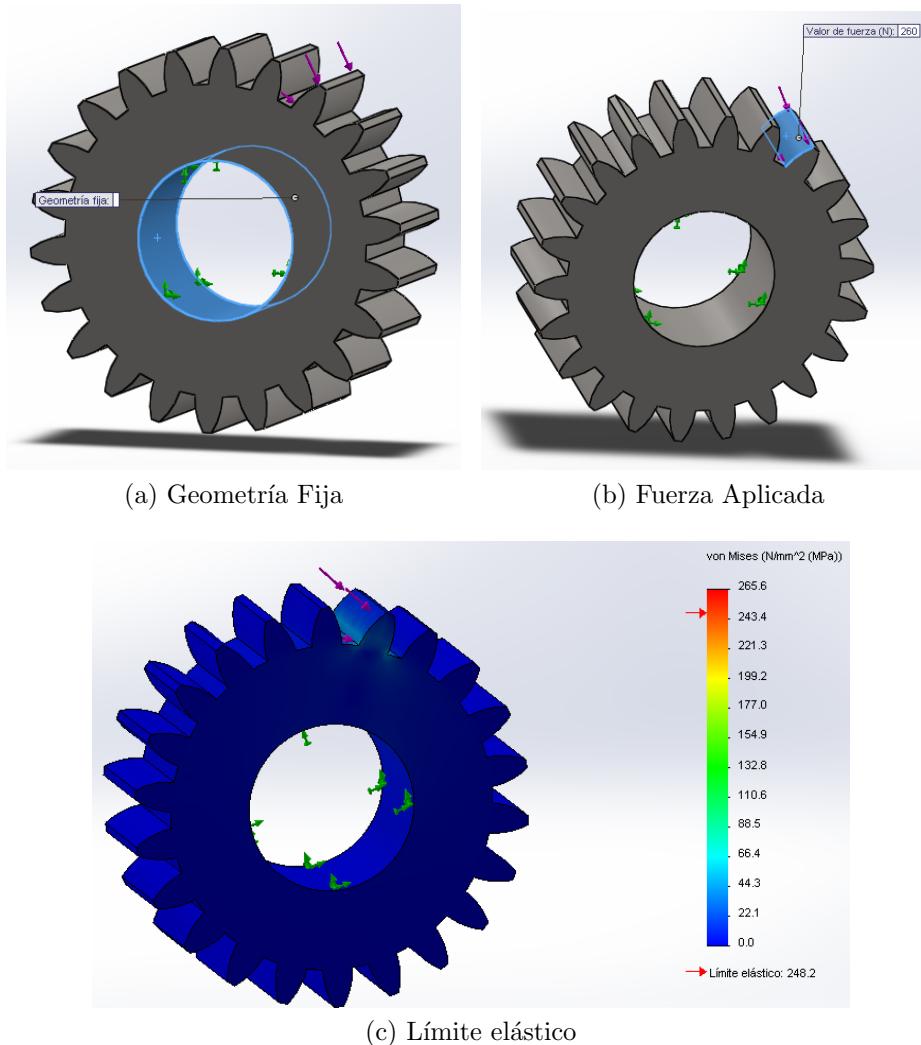


Figura 3.8: Resultados de la simulación en SolidWorks

La maquinaria CNC requiere de un diseño en el que se especifiquen las coordenadas para el corte del material, por lo que se utiliza la herramienta de generación de engranajes de SolidWorks. Las piezas que sujetan los mecanismos de reducción y al motor son de aluminio. El sistema motor-reductor se observa en la Figura 3.9.

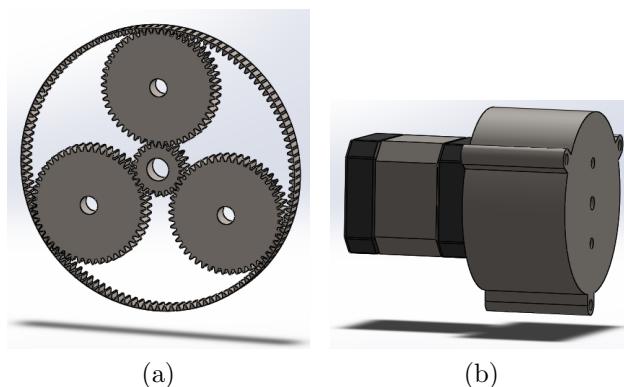


Figura 3.9: Motor y sistema planetario.

3.4.4. Actuador

El sistema de reducción planetario tiene una relación de 1 a 42,8, y las pérdidas en los sistema de engranajes rectos externos e internos es menor al 3% [34]; por lo que se puede aplicar la Ecuación (3.65) para encontrar el torque que debe generar el actuador a fin de obtener $23N \cdot m$ a la salida del sistema.

$$\tau_{salida} = \tau_{motor} \cdot (factormultiplicador \cdot \eta) \quad (3.65)$$

Donde τ_{salida} es el torque requerido, τ_{motor} es el torque del actuador, $factormultiplicador$ es la relación del sistema planetario y η es la eficiencia. Despejando τ_{motor} , tenemos que:

$$\tau_{motor} = \frac{\tau_{salida}}{factormultiplicador \cdot \eta} \tau_{motor} = \frac{23N \cdot m}{42,8 \cdot 0,97} \tau_{motor} = 0,554N \cdot m \quad (3.66)$$

El actuador que cumple con los requisitos es un motor de pasos fabricado por AMX3d; el controlador es un TB6600 de Smakn. Los dispositivos se observan en la Figura 3.10, y sus especificaciones en el Apéndice A.



(a) Motor de pasos



(b) Driver TB6600

Figura 3.10: Motor y su controlador.

3.4.5. Sistema de sujeción del exoesqueleto

Al analizar la anatomía de la pierna, se observa un ensanchamiento desde el tobillo hacia la rodilla. Para fijar el exoesqueleto a la pierna del paciente, se utilizan dos pedazos de acrílico unidos mediante una banda elástica, en ellos se coloca una serie de elementos tipo bisagra para acoplarse a la forma del miembro, evitando así un esfuerzo excesivo de los componentes mecánicos.

El músculo que provee la señal de sEMG es el tibial anterior de la pierna izquierda, por lo que la estructura que transmite el movimiento al pie, puede cubrir la pantorrilla sin interferir la adquisición de la señal.

La transmisión del torque generado por el conjunto mecánico es una lámina de hierro doblada en forma de C sobre la cual se ha colocado una plantilla de acrílico con unas cintas velcro. El exoesqueleto y todos sus elementos se observan en la Figura 3.11.

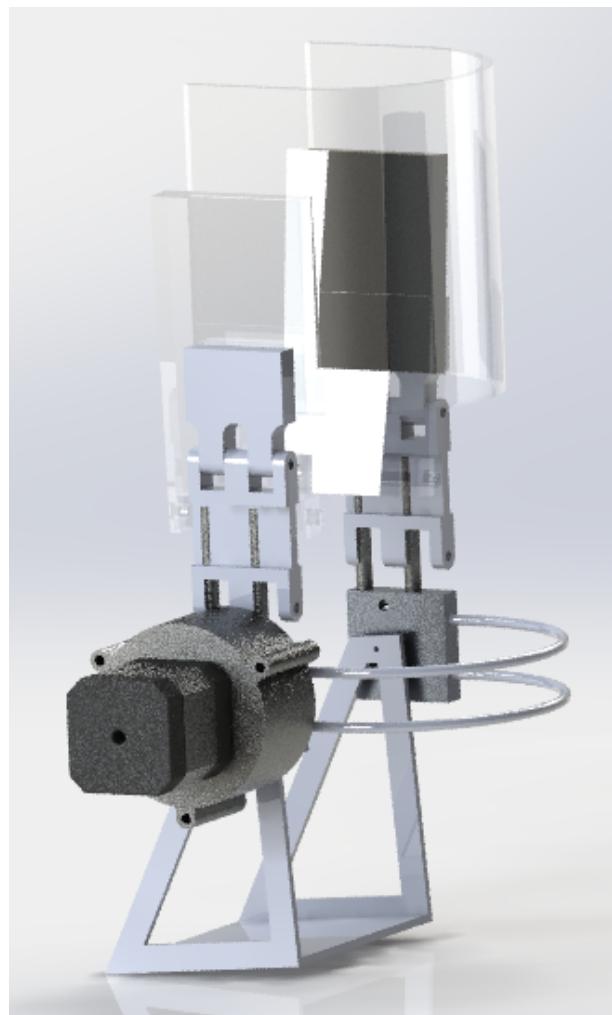


Figura 3.11: Exoesqueleto armado.

Capítulo 4

Sistema de control del exoesqueleto

El sistema de control es la parte fundamental del exoesqueleto, pues se encarga de coordinar los elementos que lo conforman y de efectuar las acciones necesarias a través del actuador. La Figura 4.1 muestra el diagrama de funcionamiento de la órtesis. En la sección 4.1, se describen los criterios utilizados en el procesamiento de la señal sEMG, lo que permite discriminar las intenciones de movimiento del músculo tibial anterior de la pierna izquierda. El dispositivo se configura mediante un conjunto de comandos serial, y comprende dos rutinas de rehabilitación, esto se describe en la sección 4.2. El sistema de control que activa el actuador según la rutina seleccionada, se detalla en la sección 4.3. El código que maneja la órtesis está implementado en una plataforma microcontrolada basada en un dsPIC de Microchip, por lo que no requiere de la PC para procesar la información.

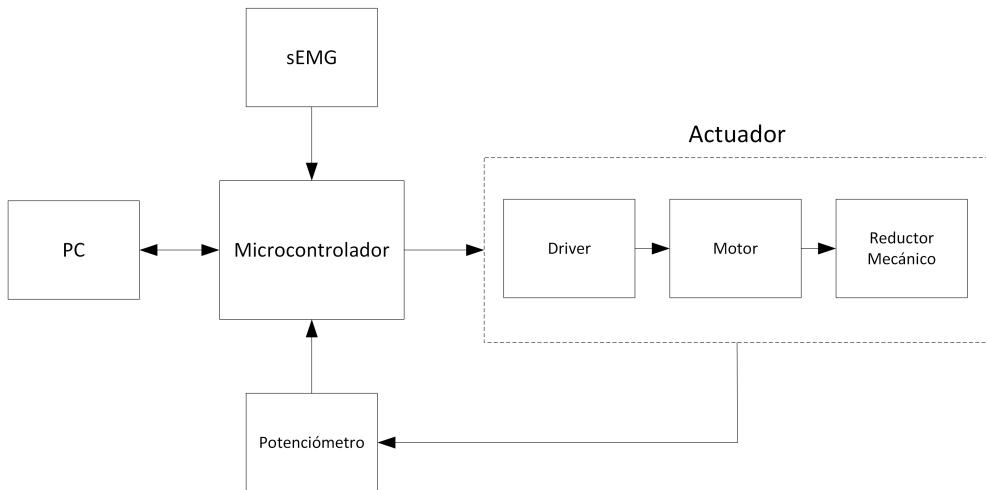


Figura 4.1: Diagrama general de funcionamiento del exoesqueleto.

4.1. Procesamiento de la señal sEMG

El registro electromigráfico debe seguir un proceso que permitirá discriminar si la señal recibida generó una intención de movimiento del músculo analizado. La Figura 4.2 muestra el diagrama del bloque de procesamiento de la señal sEMG.

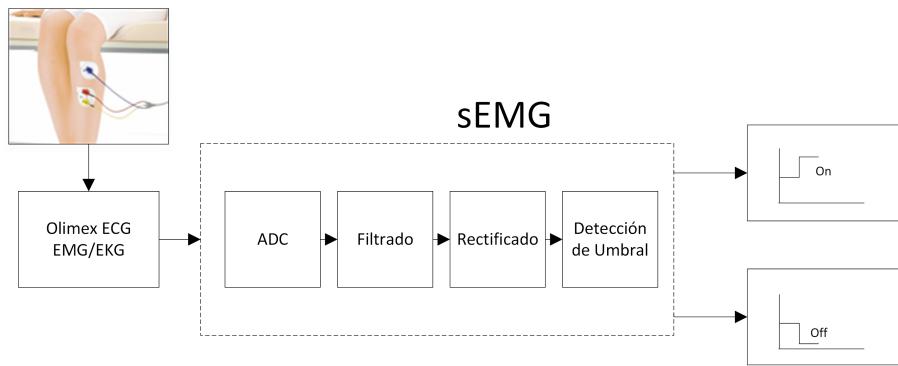


Figura 4.2: Diagrama de procesamiento de la señal EMG.

4.1.1. Adquisición y acondicionamiento de la señal sEMG

La señal de sEMG se registra mediante un dispositivo desarrollado por OLIMEX, este shield para Arduino detecta la señal diferencial que proviene del biopotencial de una persona, y la convierte en una señal analógica, es un módulo compatible con las plataformas Arduino Uno, Mega, Pingüino, etc.

El Olimex ECG EMG/EKG, Figura 4.3a, lleva a cabo las operaciones de adquisición de señal mediante un amplificador operacional de instrumentación con una ganancia $G_1 = 10$. Previa a la etapa de amplificación, y luego de ella, el Olimex posee un filtro Besselworth de tercer orden a $40Hz$, con la finalidad de reducir el ruido producido por artefactos (electrodos y rozamiento con la piel). La etapa de amplificación tiene una ganancia G_2 ajustable mediante un trimmer; generalmente $G_2 \sim 80$ y la ganancia del filtro es $G_3 = 3,56$, por lo tanto, la ganancia total del dispositivo es $G_T \sim G_1 + G_2 + G_3 \sim 2848$, es decir $G_T \sim 34,5dB$. La placa incluye unos cables de conexión compatibles con la mayoría de electrodos utilizados en sEMG no invasiva, estos accesorios se observan en la Figura 4.3b.

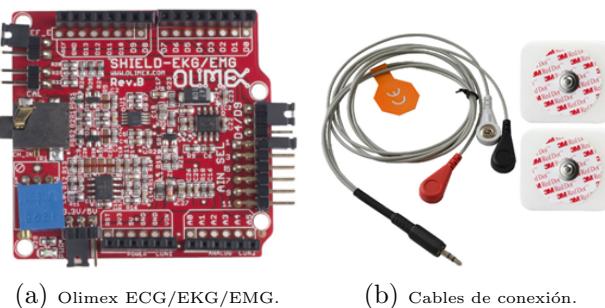


Figura 4.3: Dispositivos de adquisición de señal sEMG.

4.1.2. Conversión analógico digital de la señal sEMG

Se conoce que la señales sEMG son de naturaleza estocástica, es posible representarlas mediante una función de distribución gaussiana y su amplitud puede variar en un rango de 0 a 10mV (pico a pico) o de 0 a 1.5mV (rms). La energía útil de la señal está limitada en frecuencia a un rango de 0 a 400Hz, con energía dominante entre los 50 y 150Hz [35]. Considerando el rango de frecuencias a las que el sEMG aporta información, y siguiendo

el teorema de Nyquist, se ha seleccionado una frecuencia de muestreo $f_s = 1KHz$, cuantificada con 10bits de resolución.

La señal *raw* se muestra en la Figura 4.4, se observa que el voltaje diferencial tiene un offset de 1.5V, esto se debe a que el Olimex tiene una referencia igual a $V_{inEMG}/2$, donde $V_{inEMG} = 3.0V$, por lo tanto, el voltaje máximo a la entrada del Olimex será de $3.0V/2848 \sim 1mV$, un voltaje mayor causará la saturación del amplificador operacional.

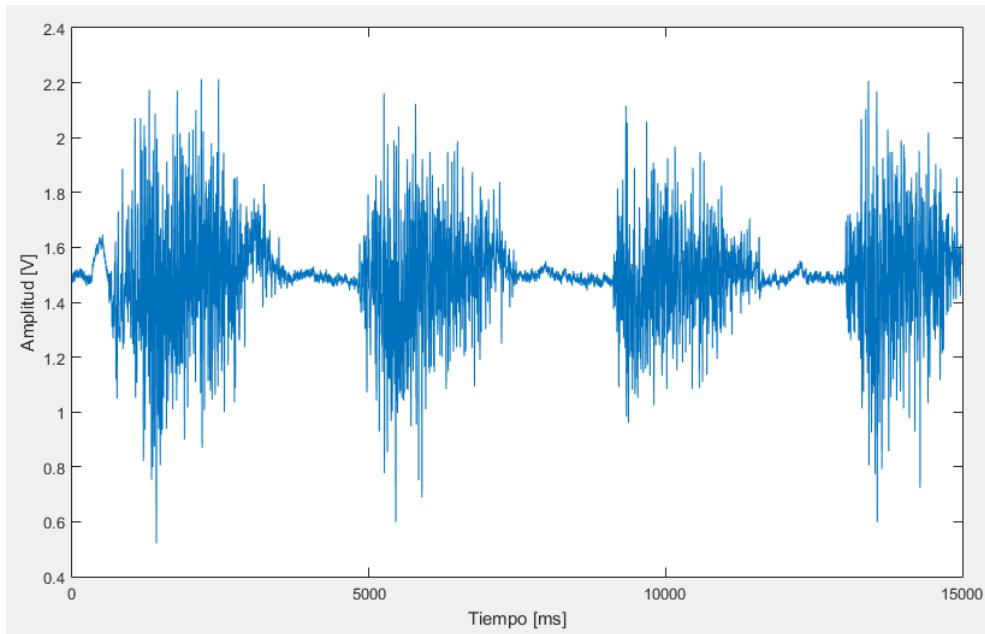


Figura 4.4: Señal sEMG sin procesamiento (*raw sEMG*).

4.1.3. Etapa de filtrado

Durante la adquisición del potencial de un músculo, es inevitable recibir señales de otras fuentes, como por ejemplo la componente de $60\ Hz$ de la línea de corriente alterna o el ruido generado por el movimiento de los electrodos, otro efecto indeseable es el aliasing, ocasionado por errores de muestreo. Para solucionar estos inconvenientes, se incluye un proceso de filtrado luego de la etapa de adquisición de la señal.

Los filtros FIR, también conocidos como filtros no recursivos, tienen la ventaja de ser siempre estables, ya que trabajan con una cantidad limitada de datos; básicamente consisten de multiplicaciones, sumas y algunos espacios de memoria para almacenar los factores ponderados y valores intermedios. Si se requiere una banda de transición abrupta, los filtros FIR requieren una gran cantidad de coeficientes, lo que incrementa el tiempo de proceso y consumo de memoria. Por otro lado, los filtros IIR, o recursivos, pueden ser inestables en ciertas circunstancias, pero ofrecen un buen resultado en la banda de transición con menos coeficientes, lo que es mas conveniente para la implementación en el microcontrolador.

Se selecciona un filtro Butterworth pasabanda de 6 orden, con frecuencias de corte entre los 40 y $400Hz$. Los coeficientes se obtienen a través del comando $[B, A] =$

`butter(n, Wn, 'ftype')` en Matlab, donde n es el orden del filtro, Wn son las frecuencias de corte y 'ftype' es el tipo de filtro requerido, los coeficientes del numerador y el denominador se almacenan en los vectores B y A respectivamente. El algoritmo para la implementación se conoce como forma directa II transpuesta mostrado en la Figura 4.5, y el código se genera a partir de la Ecuación (4.1).

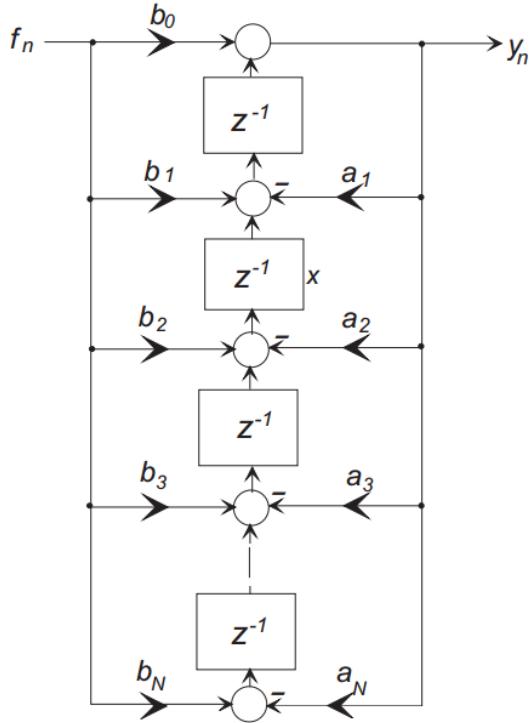


Figura 4.5: Forma directa II transpuesta de un filtro IIR.

$$y_n = b_0 f_n + \sum_{k=1}^N (b_k f_{n-k} - a_k y_{n-k}) \quad (4.1)$$

El proceso de filtrado corrige el offset de la etapa de adquisición y la componente de DC, como se observa en la Figura 4.6.

4.1.4. Detección de envolvente

Luego del filtrado, la forma más común de procesar la señal sEMG consistía en calcular la integral de la señal rectificada, esto se lograba mediante la rectificación de onda completa del sEMG, luego se integraba esta señal en ciertos intervalos de tiempo para finalmente formar series temporales de los valores integrados. La rectificación de onda completa significa la conversión de la forma de la señal de entrada, a una polaridad constante (positiva o negativa) a la salida. Todo este procedimiento se llevaba a cabo debido a las limitaciones de la tecnología en décadas anteriores [36].

Actualmente, es posible calcular de una manera muy precisa la raíz cuadrática media (RMS) o el valor promedio rectificado de la señal EMG. Por lo que se implementó en el dsPIC la detección de envolvente mediante el método del RMS de la señal filtrada, utilizando la Ecuación (4.2):

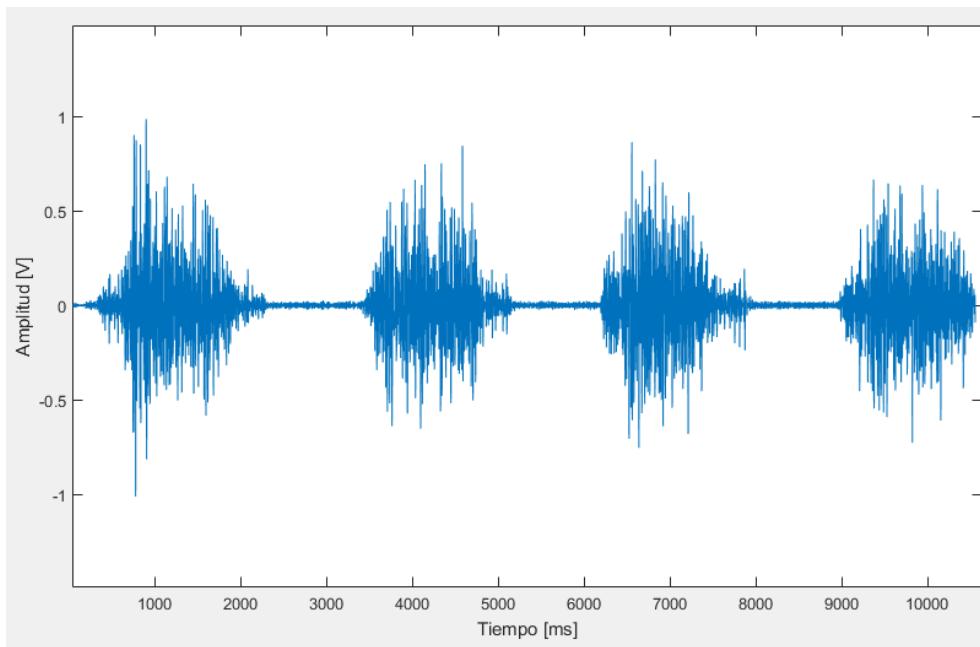


Figura 4.6: Señal EMG luego del proceso de filtrado.

$$X_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (4.2)$$

Donde N es el número de muestras para las cuales se calcula el RMS, que en este caso es 30. Cabe recalcar que el algoritmo para el cálculo utiliza las muestras anteriores, es decir, que si tenemos un vector X de m filas y n columnas, con $m = 1$ y $n = 30$, la última muestra adquirida se ubicará en la posición (1,1), y la muestra que antes estaba en su lugar será trasladada a (1,2) y así sucesivamente hasta que la penúltima muestra ocupe la posición (1,30).

La Figura 4.7 muestra la señal luego de aplicar el algoritmo de detección de envolvente mediante RMS a la señal sEMG.

4.1.5. Detección de umbral de activación de una señal sEMG

La detección precisa de eventos discretos en el sEMG es un tema importante en el análisis del sistema motor, y se han desarrollado varios métodos para registrar el inicio y el fin de la actividad muscular [37].

Uno de los métodos más utilizados es la detección por umbral único, ya que requiere pocos recursos computacionales y funciona muy bien en la detección a tiempo real de la actividad muscular [37]. Esta técnica se basa en la comparación de las señales *raw* rectificadas, y un umbral de amplitud cuyo valor depende de la potencia media del ruido de fondo. Según [38], el umbral está alrededor de los $30\mu V$; este método es muy simple, pero no se obtienen resultados satisfactorios ya que depende en gran medida del umbral elegido [39].

Para solucionar el inconveniente del método de detección por umbral único, se propo-

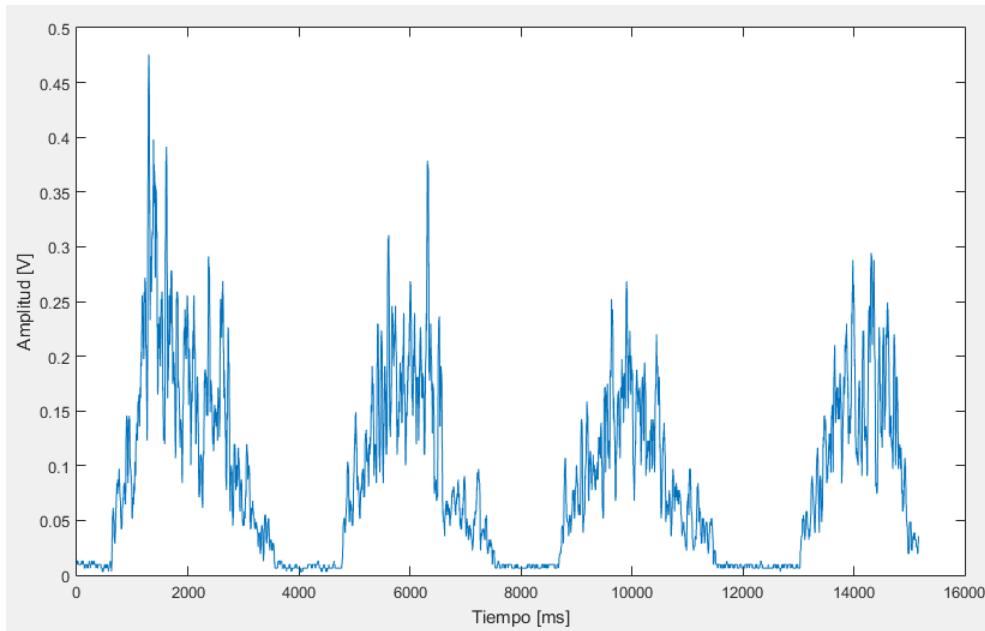


Figura 4.7: Señal sEMG luego del proceso de rectificación de onda completa.

ne un nuevo método que utiliza dos umbrales, reduciendo el número de falsos positivos y mejorando la sensibilidad de detección; el procedimiento es el siguiente [39]: para un cierto número de muestras de la envolvente de una señal sEMG, se aplica el método de umbral único, pero la señal que activa el actuador se envía sólo cuando al menos un número predefinido (el segundo umbral) de muestras supera el primer umbral. El enfoque propuesto para la detección de señales sEMG está definido por dos parámetros: el primer umbral (de un método tradicional de primer umbral) y el segundo umbral (el número de muestras consecutivas que excede el primer umbral). Los pulsos en alto que devuelve el algoritmo se observan en la Figura 4.8.

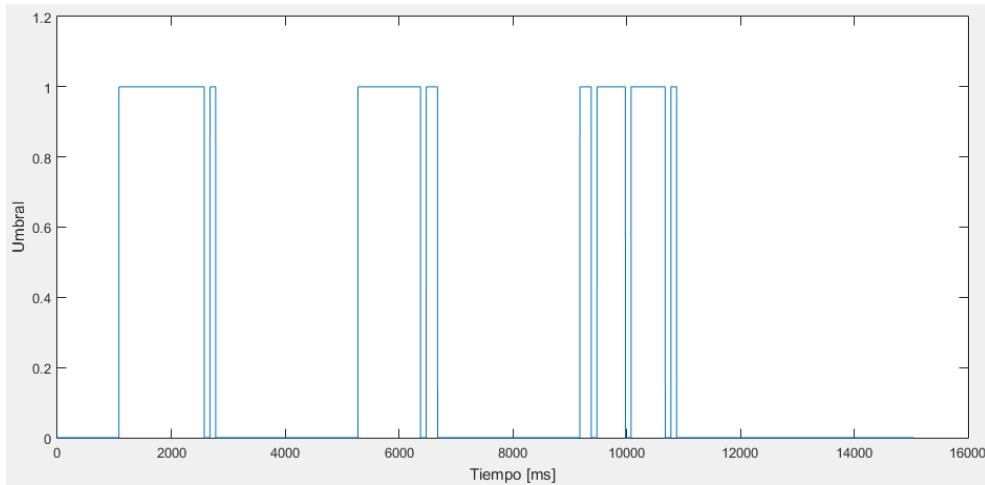


Figura 4.8



4.2. Software orientado al control de la Órtesis

El microcontrolador se comunica con la PC mediante el módulo bluetooth HC-05 y un conjunto de comandos serial. Luego de colocar la órtesis, es necesario establecer los ángulos que puede adoptar la articulación del paciente. Al obtener los ángulos requeridos, se pueden seleccionar entre dos opciones de rehabilitación. En esta sección se detalla lo respectivo a la comunicación serial y sus comandos, la interfaz PC - Órtesis y las rutinas que puede efectuar el dispositivo.

4.2.1. Comunicación serial

El micro-controlador y el computador se comunican mediante un enlace Bluetooth, cualquier acción que realiza el dispositivo se produce por un comando enviado desde la PC por una terminal que admite una conexión serial a 115200 bps. Al enviar un comando desde la PC, el microcontrolador responde con un mensaje de confirmación, caso contrario se devuelve un código de error. En la Tabla 4.1 se listan los comandos de control del exoesqueleto.

Tabla 4.1: Conjunto de comandos serial aceptados por el dsPIC

Comando enviado	Función	Valores permitidos
'M+000'	Movimiento de flexión	'M+001' a 'M+050'
'M-000'	Movimiento de extensión	'M-001' a 'M-050'
'V0000'	Velocidad angular	'V0000' a 'V0100'
'F0000'	Asignar valor de flexión	
'E0000'	Asignar valor de extensión	
'R0000'	Asignar valor de relajación	
'R0001'	Rutina 1 seleccionada	
'R0002'	Rutina 2 seleccionada	
'RST00'	Reset	
'C0001'	Rutina 3 seleccionada	
'A0000'	Iniciar programa	
'D0000'	Detener programa	

Si algún comando no se escribió correctamente, o no es posible iniciar el funcionamiento del exoesqueleto el microcontrolador envía un código de error, en la Tabla 4.2 se listan dichos códigos y las posibles soluciones que se pueden realizar. Los comandos consisten de cinco caracteres y un terminador, que en nuestro caso es el retorno de carro (\r).

Interfaz de comunicación PC - órtesis

Para facilitar la configuración y uso del exoesqueleto, se implementó una interfaz gráfica en MATLAB (Figura 4.9) que realiza el envío y recepción de los comandos serial mencionados anteriormente. A continuación se describen la interfaz y sus componentes:

- Conexión. establece la comunicación mediante un enlace Bluetooth a través del puerto serial 'COM40', a una velocidad de transmisión de 115200 bps, la conexión se cierra al presionar el botón Desconectar.



Tabla 4.2: Conjunto de comandos de error enviados por el dsPIC

Comando enviado	Significado
'Err00'	No se han asignado los límites (Flexión, Extensión, Relajación)
'Err01'	Límite de extensión ya asignado
'Err02'	Límite de flexión ya asignado
'Err03'	Límite de relajación ya asignado
'Err04'	Velocidad fuera de rango ($0 \leq v \leq 100$)
'Err05'	No se ha definido una rutina
'Err06'	Comando no registrado
'Err07'	Error en comando de desplazamiento, (M+010 o M-001)
'Err08'	Señal de alto no aceptada
'MNODi'	No hay desplazamiento
'NoTer'	Comando sin terminador

- Ajustes: el primer panel contiene dos botones para registrar el umbral generado por el paciente y una barra deslizable para seleccionar el umbral mínimo de detección. Si los umbrales no se registraron correctamente se puede presionar el botón restablecer. El segundo panel contiene tres barras de desplazamiento que calibran los ángulos de flexión, extensión y relajación respectivamente; mientras uno de ellos se encuentra activo, los dos restantes no se podrán modificar. El valor de flexión debe ser mayor a cero, con un valor máximo de 30° . Para la extensión, el valor asignado debe ser menor a cero, con un límite de -37° . Finalmente, la relajación con un valor cercano a cero y respecto al cual se miden los otros dos ángulos, para ello el usuario debe formar un ángulo de 90° entre el pie y la pierna antes de guardar el valor respectivo. Dentro del panel se colocó un botón de reinicio, el cual permite calibrar nuevamente los valores en cualquier momento.
- Rutinas: el programa permite llevar a cabo dos rutinas: la primera realiza un ejercicio de rehabilitación pasivo, y la segunda un ejercicio de flexión de tobillo contra resistencia.

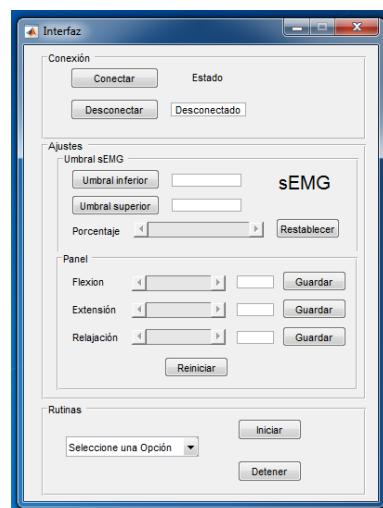


Figura 4.9

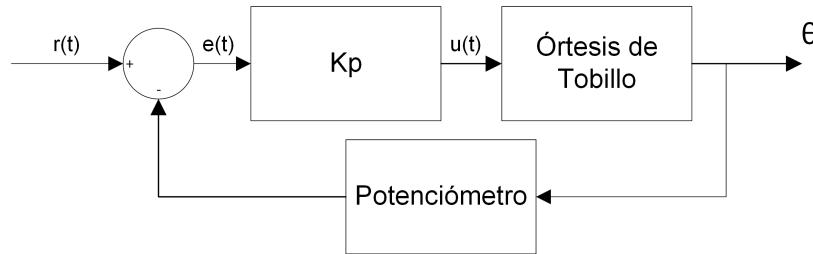


Figura 4.10: Diagrama de control de posición del exoesqueleto

4.2.2. Rehabilitación pasiva

Las rutinas de rehabilitación pasiva se utilizan en pacientes que sufren espasticidad o rigidez muscular, los ejercicios consisten en realizar movimientos de dorsiflexión y flexión plantar del tobillo, incrementando paulatinamente el rango de movimiento hasta alcanzar los límites mencionados en la sección 3.4, durante el ejercicio el paciente no presenta oposición al movimiento generado.

4.2.3. Rehabilitación activa

En la rehabilitación activa, el paciente presenta oposición al movimiento generado por el exoesqueleto. En esta rutina, el algoritmo de detección de umbral sirve para determinar si el paciente realiza una contracción en el músculo tibial anterior de la pierna izquierda. Dependiendo del valor asignado en el primer umbral, la persona debe ejercer cierta cantidad de fuerza para que el actuador se mueva, caso contrario permanecerá fijo ofreciendo resistencia al movimiento.

4.3. Sistema de control

Durante el funcionamiento del exoesqueleto, un sistema de control a lazo cerrado verifica la posición del manipulador. La variable de entrada a la planta es un tren de pulsos generados por la interrupción de un temporizador en el micro-controlador. La realimentación que provee el sensor de posición tiene ganancia unitaria y la señal de referencia la asigna el software orientado al control de acuerdo a la rutina seleccionada, por ello se considera un sistema digital directo. La Figura 4.10 muestra el diagrama del controlador.

4.3.1. Control de la rutina 1: flexión - extensión asistida del tobillo.

En este modo de funcionamiento, la órtesis realiza una rutina de rehabilitación pasiva, moviendo el tobillo del paciente a las posiciones de flexión plantar y dorsiflexión, líneas de color verde y azul respectivamente observadas en la Figura 4.11. La referencia es la línea roja que corresponde al estado de relajación, y la línea entrecortada de color naranja representa el movimiento del exoesqueleto en un instante determinado.

El microcontrolador utiliza el Timer4 con una frecuencia de interrupción de 1 KHz para definir el sentido de giro del motor y la cantidad de pulsos necesarios hasta alcanzar la posición deseada. La rutina inicia con un movimiento de flexión plantar, y se compara

la distancia entre la posición de referencia y la posición actual de manipulador, cuando la diferencia entre estas dos cantidades es un valor absoluto menor al valor de error asignado, se detiene el movimiento del motor, y se invierte el sentido a dorsiflexión.

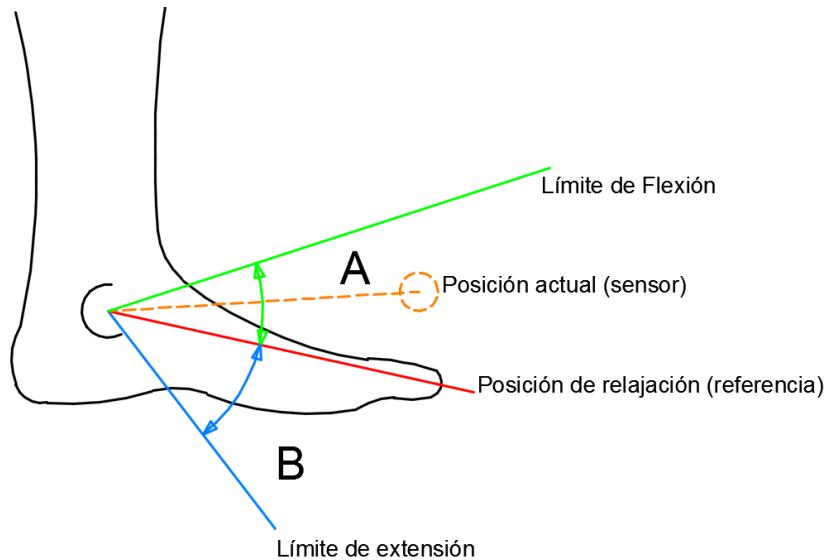


Figura 4.11: Límites de referencia para el control de posición del manipulador.

4.3.2. Control de la rutina 2: flexión de tobillo contra resistencia

Se trata de una rutina de rehabilitación activa, en la que intervienen la señal sEMG y el sensor de posición. El Timer2 del microcontrolador genera una interrupción de 1KHz , y controla la posición del manipulador de la misma manera que en la rutina de rehabilitación pasiva, salvo que el movimiento del actuador se genera cuando la señal proveniente del músculo del paciente supera cierto umbral mínimo, el cual se puede ajustar mediante comandos serial.

Capítulo 5

Pruebas y resultados

Las pruebas se llevan a cabo en dos sujetos, cuyas características se muestran en el Apéndice C. Los parámetros para evaluar el funcionamiento son:

- Posicionamiento angular del exoesqueleto, midiendo el error entre el valor asignado por el microcontrolador y el valor que devuelve el sensor de posición.
- Respuesta del detector, realizando pruebas para determinar la intención de movimiento mediante señales de sEMG.

5.1. Intención de movimiento

Para evaluar el algoritmo que detecta la actividad muscular, se colocan los electrodos en el músculo tibial anterior de la pierna izquierda del sujeto, y se asignan los umbrales superior e inferior. Para el valor mínimo, se deben relajar los músculos de la pierna, y para el valor máximo debe mantener la posición de flexión plantar. El microcontrolador registra los umbrales durante 5 segundos para cada caso.

Mientras el sujeto está sentado, se le solicita que realice flexión plantar, regresando luego a la posición inicial como se observa en la Figura 5.1. Luego se realiza dorsiflexión, y como en el caso anterior el pie regresa a su posición inicial. En total se efectuaron 15 repeticiones para cada movimiento, los resultados se observaron en la aplicación *serial plotter* de Arduino; si se detecta un pulso en alto significa que se ha registrado actividad del músculo analizado. Las mediciones se realizan con el umbral al 10 % para los dos sujetos.

Con los datos obtenidos se genera la matriz de confusión observada en la Figura 5.2, y se calcula la razón de verdaderos positivos (RVP), la razón de falsos positivos (RFP), la exactitud del detector de intención de movimiento (ACC) y su posición en la curva característica operativa del receptor o ROC por sus siglas en inglés (Receiver Operating Characteristic).

La razón de verdaderos positivos es:

$$VPR = VP/P = VP/(VP + FN) = 1$$

La razón de falsos positivos:

$$FPR = FP/N = FP/(FP + VN) = 0,23$$



Figura 5.1: Movimientos realizados durante la prueba del detector de intención de movimiento.

		Valor en la realidad			
		p	n		
Resultado del clasificador	p'	30	7	P'	
	n'	0	23	N'	
		P	N		

Figura 5.2: Resultados del detector de intención de movimiento en la matriz de confusión.

La exactitud:

$$ACC = (VP + VN) / (P + N) = 0,88$$

En la Figura 5.3 se observa que el detector está por encima de la línea que divide al espacio ROC, por lo que representa buenos resultados al evaluar la intención de movimiento.

5.2. Control de posición

Durante el proceso de calibración y funcionamiento del exoesqueleto se utilizó un goniómetro para determinar los ángulos que adopta el eje del actuador. La referencia es el soporte de aluminio que sujeta al actuador y las mediciones se realizan desde la posición de flexión plantar hasta llegar a dorsiflexión como se observa en la Figura 5.4. Se realizan mediciones cada vez que el actuador se detiene para cambiar el sentido de giro, los datos obtenidos se encuentran en el Apéndice D.

Luego de promediar las mediciones, se obtiene que el error es de $\pm 2^\circ$ durante el funcionamiento de las rutinas de rehabilitación del exoesqueleto, lo que se considera un valor normal de acuerdo al tipo de sensor de posición utilizado.

5.3. Ejercicio de rehabilitación activa con resistencia

Esta rutina utiliza la señal sEMG para generar un movimiento de flexión plantar en el exoesqueleto a partir del límite de dorsiflexión que ha registrado el sujeto. El umbral

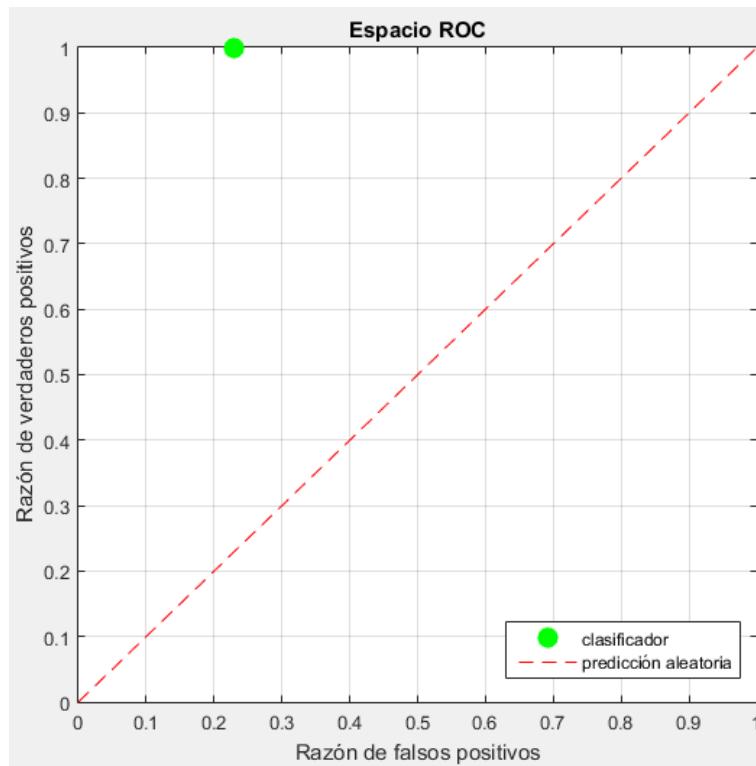


Figura 5.3: El detector de intención de movimiento en el espacio ROC.



Figura 5.4: Mediciones de precisión angular

seleccionado indica la cantidad de fuerza que se debe realizar para mover el mecanismo, por lo que se inicia con un 5 % de umbral y se realizan 10 repeticiones. Posteriormente se incrementa el valor a un 10 % y se efectúan nuevamente 10 repeticiones. Debido a las limitaciones del actuador no se puede sobrepasar un umbral de 25 %, ya que el motor no puede generar el torque equivalente al generado por el sujeto.

Capítulo 6

Conclusiones

Los exoesqueletos y órtesis activas son dispositivos capaces de aportar la energía mecánica necesaria para realizar los ejercicios de rehabilitación física en pacientes con diversas patologías neuromusculares. El control preciso de la posición del manipulador puede aplicarse para reducir la espasticidad muscular y recuperar el movimiento natural de la articulación. Los dispositivos robóticos pueden apoyar al fisioterapeuta reduciendo los movimientos repetitivos, y controlando una o varias articulaciones dependiendo de la complejidad del exoesqueleto utilizado, además pueden evitar el esfuerzo excesivo que conlleva mover a un paciente adulto.

La serie dsPIC33EP de Microchip, permitió procesar las señales sEMG en tiempo real, reduciendo por completo los retardos existentes entre el envío y recepción de información, si la señal fuese tratada en la PC. Se ha medido que el tiempo de procesamiento de la señal (adquisición, filtrado, rectificación y detección de intención de movimiento) tarda aproximadamente $300\mu s$. Es posible reducir el tiempo de proceso al optimizar del código y utilizar las herramientas de procesamiento digital embebidas en el microcontrolador. Los resultados del algoritmo de detección son muy satisfactorios, ya que permiten discriminar con gran exactitud si se efectuó un movimiento de flexión plantar o dorsiflexión, sin embargo se requiere de señales provenientes de varios músculos para clasificar un patrón de movimiento complejo.

Autodesk Inventor y Solidworks, son programas que facilitan el diseño y la construcción de elementos mecánicos como son los engranajes, ya que a partir de un diseño bidimensional, se pueden generar las coordenadas para el mecanizado en las herramientas de CNC. Con este proceso se obtiene un juego mecánico inferior a un grado, lo cual es muy importante para el control de la posición angular del exoesqueleto. El software permite (mediante simulaciones) determinar el material adecuado para la construcción de los elementos mecánicos, reduciendo gastos frente a una ruptura o desgaste prematuro de los engranajes.

6.1. Trabajos futuros

- Diseño y construcción de elementos ergonómicos que mejoren la sujeción del exoesqueleto al paciente.



- Colocar un sensor de posición angular más preciso, como un encoder de cuadratura.
- Conjuntamente con los exoesqueletos de rodilla y cadera, crear un dispositivo para caminata asistida.
- Buscar un actuador más ligero y eficiente, para reducir el peso del exoesqueleto y mejorar la respuesta de velocidad angular.
- Adicionar otro sistema de engranajes planetario para obtener una mejor relación de reducción e incrementar el torque generado para la rutina de rehabilitación con resistencia.
- Optimizar el código en el microcontrolador para reducir el tiempo de procesamiento, incluyendo señales provenientes de varios músculos y la posibilidad de reconocer patrones de movimiento mediante redes neuronales artificiales (ANN).
- Diseñar y construir una placa de circuito impreso que contenga todos los elementos electrónicos necesarios, evitando el apilamiento de varios módulos.
- Mejorar la autonomía de las baterías.
- Evaluar el detector de intención de movimiento en sujetos con patologías de la motricidad, con el apoyo del departamento de Terapia Física de la Universidad de Cuenca.

Apéndice A

Componentes del exoesqueleto

A.1. Motor de pasos

Tabla A.1: Especificaciones del motor

Motor de pasos		
Fabricante	AMX3d	
Fase	2	
Ángulo de paso	1.8	grados
Voltaje	2.0	V
Corriente	2.0	A
Inductancia	3.0+-20 %	mH
Torque de retención	5.9	Kg.cm
Masa	0.34	Kg

A.2. dsPIC33EP512GM604

Condiciones de operación

3.0 a 3.6 V, -40 a +85 °, hasta 70 MIPS

PWM de alta velocidad

Hasta 12 salidas de PWM (seis generadores)

Resolución PWM de 7.14ns

Características analógicas avanzadas

Dos módulos ADC independientes.

- Configurable como 10-bit a 1.1 Msps con cuatro S&H o 12-bit, 500 ksps con un S&H.

Fuentes de inicio del ADC independientes y flexibles.

Hasta cuatro Comparadores/AmpOp con conexión directa con el ADC.



Temporizadores, Comparadores de entrada/salida

21 Temporizadores de propósito general

- Nueve temporizadores/contadores de 16-bit y hasta 4 de 32-bit.
- Ocho módulos de captura de salida configurables como temporizadores/contadores.
- Dos módulos de Interfaz de Encoder de Cuadratura (QEI) de 32-bit.

Ocho módulos de captura de ingreso

Interfaces de comunicación

Cuatro módulos UART mejorados (17.5 Mbps).

Tres módulos SPI (15 Mbps).

Dos módulos I²C (1 Mbps).

Dos módulos ECAN

Entrada/Salida

Fuente de hasta 15 mA en pines de salida.

Pines tolerantes a 5V.

Drenador abierto, Pull-ups y Pull-down seleccionables.

Funciones remapeables.

A.3. Driver TB6600

- Voltaje de funcionamiento: 9 a 24V CC.
- Aislamiento mediante optoacopladores.
- Corriente de salida de hasta 4A.
- Soporta μ – stepping, modos ajustables.
- Protección contra excesiva corriente y temperatura.

Apéndice B

Procedimiento de colocación del exoesqueleto

El sujeto se coloca en posición decúbito dorsal sobre una superficie estable. El área para la colocación de los electrodos debe estar libre de vello y limpia, para la ubicación se sigue la recomendación de acuerdo al SENIAM, como se observa en la Figura B.1.



Figura B.1: Colocación de los electrodos para registro sEMG.

Antes de fijar el exoesqueleto con las cintas de velcro, se registran los valores de umbrales mínimo y máximo mediante comandos serial o a través de la interfaz PC-Órtesis de Matlab, ya que se requiere una contracción que podrían superar la capacidad de torque del actuador.

Se coloca el soporte en forma de U en la pantorrilla y se observa que el pie se asiente en la plantilla de tal manera que el eje de la articulación coincida con el eje del manipulador, evitando tocar los electrodos ya colocados.

Se fijan las cintas de velcro y se procede con el proceso de calibración de los límites de movimiento.

Apéndice C

Intención de movimiento

Tabla C.1: Información del Sujeto 1

Sujeto 1	
Edad	29 Años
Sexo	Masculino
Masa	86 Kg.
Estatura	1.73m
Umbral mínimo registrado	3.22 mV
Umbral máximo registrado	638.70.2 mV
Observaciones:	

Tabla C.2: Información del Sujeto 2

Sujeto 2	
Edad	30 Años
Sexo	Femenino
Masa	64 Kg.
Estatura	1.55m
Umbral mínimo registrado	3.22 mV
Umbral máximo registrado	429.2 mV
Observaciones:	Gestante



Tabla C.3: Respuesta del detector para la intención de movimiento del Sujeto 1

Muestra	Clasificador	Contracción
1	F.P.	F.P.
2	F.P.	F.P.
3	F.P.	F.P.
4	F.P.	F.P.
5	F.P.	F.P.
6	F.P.	F.P.
7	F.P.	F.P.
8	F.P.	F.P.
9	F.P.	F.P.
10	F.P.	F.P.
11	F.P.	F.P.
12	F.P.	F.P.
13	F.P.	F.P.
14	F.P.	F.P.
15	F.P.	F.P.
16	D.F.	D.F.
17	D.F.	D.F.
18	D.F.	D.F.
19	D.F.	D.F.
20	F.P.	D.F.
21	F.P.	D.F.
22	D.F.	D.F.
23	D.F.	D.F.
24	D.F.	D.F.
25	D.F.	D.F.
26	D.F.	D.F.
27	D.F.	D.F.
28	D.F.	D.F.
29	F.P.	D.F.
30	D.F.	D.F.



Tabla C.4: Respuesta del clasificador para la intención de movimiento del Sujeto 2

Muestra	Clasificador	Contracción
1	F.P.	F.P.
2	F.P.	F.P.
3	F.P.	F.P.
4	F.P.	F.P.
5	F.P.	F.P.
6	F.P.	F.P.
7	F.P.	F.P.
8	F.P.	F.P.
9	F.P.	F.P.
10	F.P.	F.P.
11	F.P.	F.P.
12	F.P.	F.P.
13	F.P.	F.P.
14	F.P.	F.P.
15	F.P.	F.P.
16	F.P.	D.F.
17	D.F.	D.F.
18	D.F.	D.F.
19	D.F.	D.F.
20	D.F.	D.F.
21	D.F.	D.F.
22	D.F.	D.F.
23	D.F.	D.F.
24	F.P.	D.F.
25	D.F.	D.F.
26	D.F.	D.F.
27	D.F.	D.F.
28	D.F.	D.F.
29	F.P.	D.F.
30	F.P.	D.F.

Apéndice D

Mediciones de posición angular del exoesqueleto

Tabla D.1: Ángulos medidos en los límites de flexión plantar y dorsiflexión

Medición	Posición deseada	Posición medida
N	grados [°]	grados [°]
1	20	19
2	20	18
3	20	19
4	20	19
5	20	20
6	20	19
7	20	18
8	20	20
9	20	19
10	20	20
11	37	36
12	37	36
13	37	35
15	37	36
16	37	35
17	37	36
18	37	36
19	37	36
20	37	35

Apéndice E

Código implementado en el microcontrolador

El dsPIC 33EP512GM604 de Microchip, posee una amplia capacidad de procesamiento matemático gracias a su procesador dedicado para DSP, acumuladores duales de 40 bits, soporte de hardware para operaciones de división, multiplicador 17×17 , una gran variedad de registros de trabajo de 16 bits y una amplia variedad de los modos de direccionamiento de datos. Varias de estas configuraciones se pueden acceder mediante una serie de comandos especificados en la hoja técnica. A continuación, se detallan algunas configuraciones que se consideran de importancia, e influyen en el funcionamiento adecuado del dispositivo.

E.1. Configuración del oscilador

La configuración inicial del oscilador, se da en la función main, y se configuran los registros para obtener una frecuencia de oscilación (FOSC) del 118 MHz con un Cristal de 8MHz colocado en los pines OSC1 y OSC2. Es necesario también configurar los registros de pre-escalado y post-escalado, de acuerdo a las recomendaciones que se observan en la Figura E.1.

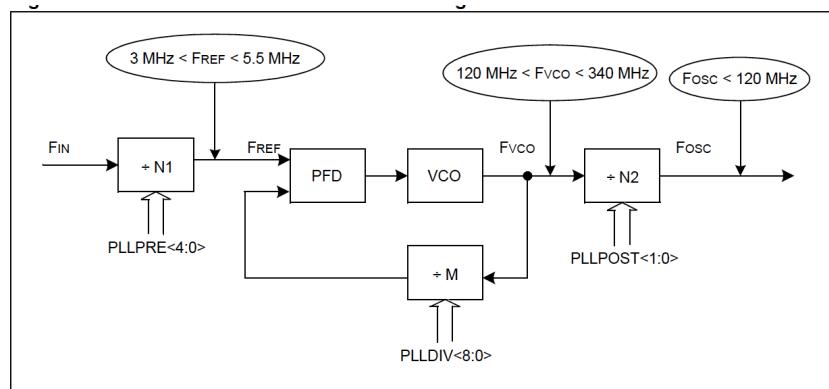


Figura E.1: Diagrama de bloques del PLL para el dsPIC 33EP

Por defecto, el microcontrolador funciona con un oscilador interno, el cual trabaja a 7.37MHz, por esta razón, es necesario cambiar la fuente de reloj principal al oscilador externo, para ello se debe desbloquear el acceso de escritura mediante el comando *builtin*



write, como se observa en las líneas 11 y 12. Posteriormente la nueva fuente de reloj se estabiliza y entra en funcionamiento a la frecuencia deseada.

```
1 int main (void){  
2     * Para un Cristal de 8MHz , se obtiene un Fosc=118MHz y Fcy=59MHz  
3     *con los valores de:  
4     *\u2218PLLFBDBD=57; //M=PLLDIV+2  
5     *CLKDIVbits.PLLPRE=0; // N1=PLLPRE+2  
6     *CLKDIVbits.PLLPOST=0; // N2=2*(PLLPOST+1)  
7     PLLFBDBD=57; //M=PLLDIV+2  
8     CLKDIVbits.PLLPRE=0; // N1=PLLPRE+2  
9     CLKDIVbits.PLLPOST=0; // N2=2*(PLLPOST+1)  
10    // Initiate Clock Switch to Primary Oscillator with PLL (NOSC=0  
11        b011)  
12    __builtin_write_OSCCONH(0x03);  
13    __builtin_write_OSCCONL(OSCCON | 0x01);  
14    // Wait for Clock switch to occur  
15    while (OSCCONbits.COSC!= 0b011);  
16    // Wait for PLL to lock  
17    while (OSCCONbits.LOCK!= 1);  
18    *****  
19    ConfOsc();  
20    ConfPuertos();  
21    ConfAdc();  
22    ConfTimers();  
23    ConfUART();  
24    ConfQEI();  
25    ConfInt();  
26 }
```

En el código observado a continuación, se realizan algunas configuraciones adicionales, la más importante es el reloj de referencia, el cual es asignado al pin 1 del dsPIC, para realizar esto, es necesario acceder a los registros especiales, utilizando nuevamente el comando *builtin write*. La función *void ConfOsc(void)*, es llamada luego en la función *Main*.

```
1 void ConfOsc(void){  
2     * Oscillator Configuration  
3     //Cock divisor register CLKDIV  
4     CLKDIVbits.ROI = 0;  
5     CLKDIVbits.DOZEN = 0;  
6     //Reference oscillator Control Register REFOCON at pin1  
7     //Referencia del reloj en REFCLK inicialmente desactivada  
8     REFOCONbits.ROON = 0;  
9     //Desbloquear Registros  
10    __builtin_write_OSCCONL(OSCCON & ~(1<<6));  
11    //Remapeado a RP41, pin1, RB9  
12    RPOR3bits.RP41R = 0b110001;  
13    //Bloqueamos los registros  
14    __builtin_write_OSCCONL(OSCCON | (1<<6));
```



```
15 //oscilador de referencia apagado en SLEEP
16 REFOCONbits.ROSSL = 0;
17 //Reloj de referencia; 0= reloj del sistema, 1 = cristal
18 REFOCONbits.ROSEL = 0;
19 //divisor reloj de referencia
20 REFOCONbits.RODIV = 0b0110;
21 //Referencia del reloj habilitada en REFCLK
22 REFOCONbits.ROON = 1;
23 }
```

E.2. Configuración del UART

El módulo de comunicación UART, es uno de los módulos seriales I/O disponibles en la familia dsPIC 33EP. El UART es un canal de comunicación asíncrono full-duplex compatible con el protocolo RS232, para utilizarlo, es necesario re-mapear los pines para transmisión Tx y recepción Rx a un par de pines disponibles, en este caso, los pines 34 y 35 respectivamente. Al igual que la configuración del oscilador, es necesario acceder a los registros especiales *OSCCONL* mediante el comando *built write*. La comunicación se realizará a 115200 bps, y los registros se configuran de acuerdo a lo indicado en la Ecuación E.1, donde $F_{cy} = FOSC/2 = 59MHz$.

$$UxBRG = \frac{F_{cy}}{4 \times BaudRate} - 1 \quad (\text{E.1})$$

Obteniendo un valor de $U1BRG = 127$.

```
1 void ConfUART (void){
2 * Configuracion del UART
3 //Remapeado de Bits
4 __builtin_write_OSCCONL(OSCCON & ~(1<<6));
5 //Desbloquear Registros
6 //Aignamos U1Tx al Pin 2, RC6, RP54
7 //Aignamos U1Tx al Pin 34, RA4, RP20
8 RPOR0bits.RP20R = 0b000001;
9 //Aignamos U1Rx al pin 35, RA9, RPI25
10 RPINR18bits.U1RXR = 0b0011001;
11 //Bloqueamos los registros
12 __builtin_write_OSCCONL(OSCCON | (1<<6));
13 U1MODEbits.UARTEN = 1;
14 //continuar en modo Idle
15 U1MODEbits.USIDL = 0;
16 //IrDA encoder/decoder desabilitado
17 U1MODEbits.IREN = 0;
18 //Modo del UxRTs 0=control de flujo, 1 = simplex
19 U1MODEbits.RTSMD=1;
20 U1MODEbits.UEN = 0b00;
21 U1MODEbits.LPBACK = 0;
22 //AutoBaud disabled
23 U1MODEbits.ABAUD = 0;
24 //Modo alta velocidad
```



```
25 U1MODEbits.BRGH = 1;
26 //8bits, no paridad
27 U1MODEbits.PDSEL = 0b00;
28 //1 bit de parada
29 U1MODEbits.STSEL = 0;
30 //Tx
31 //Transmission Interrupt Mode Selection bits
32 U1STAbits.UTXISEL0 = 0;
33 U1STAbits.UTXISEL1 = 0;
34 //Rx
35 //Receive Polarity Inversion bit
36 U1MODEbits.URXINV = 0;
37 //1 = UxRX Idle state is ?0?
38 //0 = UxRX Idle state is ?1?
39 //Receive Interrupt Mode Selection bits
40 U1STAbits.URXISEL = 0b00;
41 //UART a 115200bps
42 U1BRG = 0x007F;
43 //IEC0bits.U1TXIE = 1;
44 U1STAbits.UTXEN = 1;
45 }
```

E.3. Configuración de los temporizadores

La serie dsPIC 33EP tiene un total de 9 temporizadores de 16 bits, o se puede combinarlos para obtener 4 contadores de 32 bits. La configuración se la realiza con el código indicado a continuación:

```
1 //Timer1 to coordinate dsPIC functions, Type A Timer
2 T1CONbits.TON = 0; // Disable Timer
3 T1CONbits.TCS = 0; // Select internal instruction cycle clock
4 T1CONbits.TGATE = 0; // Disable Gated Timer mode
5 T1CONbits.TCKPS = 0b11; //Valor del prescaler, Tcy/Prescaler
6 //0b11 = 1:256 prescale value
7 //0b10 = 1:64 prescale value
8 //0b01 = 1:8 prescale value
9 //0b00 = 1:1 prescale value
10 TMR1 = 0x00; // Clear timer register
11 PR1 = 59000;//59000; // 59000 y prescaler=0 para 1ms
12 //IPC0bits.T1IP = 0x01; // Set Timer 1 Interrupt Priority Level
13 IFS0bits.T1IF = 0; // Clear Timer 1 Interrupt Flag
14 IEC0bits.T1IE = 1; // Enable Timer1 interrupt
15 T1CONbits.TON = 0; // Start Timer
```

E.4. Configuración de los puertos E/S

Las líneas de código que se presentan a continuación, sirven para configurar los puertos que servirán de entrada o salida, además si serán de entrada digital o analógica y los pines



asignados.

```
1 void ConfPuertos(void){  
2     * Configuracion de Puertos Analogicos/Digitales  
3     //Puertos Digitales (Todos Digitales)  
4     ANSELA = ANSELB = ANSELC = 0x0000;  
5     ANSELAbits.ANSA0 = 1;  
6     ANSELAbits.ANSA1 = 1;  
7     ANSELBbits.ANSB0 = 1;  
8     ANSELBbits.ANSB1 = 1;  
9     * Configuracion de Puertos E/S  
10    //TRISA = 0;  
11    //LATA = 0;  
12    TRISAbits.TRISA10 = 0; //Pin 12  
13    TRISAbits.TRISA7 = 0; //Pin 13  
14    TRISBbits.TRISB14 = 0; //Pin 14  
15    TRISBbits.TRISB15 = 0; //Pin 15  
16    TRISBbits.TRISB5 = 0; //Pin 41, Direccion  
17    TRISBbits.TRISB6 = 0; //Pin 42, Pulso  
18    LATAbits.LATA10 = 0; //Direccion  
19    LATAbits.LATA7 = 0; //Pulso  
20    LATBbits.LATB14 = 0;  
21    LATBbits.LATB15 = 0;  
22    LATBbits.LATB5 = 0;  
23    LATBbits.LATB6 = 0;  
24 }
```

E.5. Configuración de los convertidores AD

Para este proyecto, se utiliza solamente un conversor analógico digital, que es el AN0, mediante el código presentado a continuación:

```
1 void ConfAdc(void){  
2     * Configuracion del ADC  
3  
4     // Habilitar o deshabilitar DMA  
5     // 0 = DMA desabilitado  
6  
7     AD1CON4bits.ADDMAEN = 0;  
8     // Seleccionar modo 10bit 0 12 bit  
9     //0 = Conversion de 10 bits-4canales, 1=12bit-1canal  
10    AD1CON1bits.AD12B = 0;  
11    // Seleccion del canal  
12    //Convierte el canal 0  
13    AD1CON2bits.CHPS = 0b00;  
14  
15    // Seleccionamos los voltajes de referencia  
16  
17 }
```



```
18 //Referencia AVDD y AVSS
19 AD1CON2bits.VCFG = 0b000;
20 // Seleccionamos el tiempo de muestreo, minimo 75ns
21 //Reloj derivado del sistema, FCY = 52.8MHz, o FCY=60.0MHz
22 AD1CON3bits.ADRC = 0;
23 //Tcy(ADCS+1)=TAD>=75ns para FCY = 52.8MHz , Tcy(ADCS+1)=TAD>=75ns
24 AD1CON3bits.ADCS = 4;
25 //Seleccionamos el tiempo de conversion = 12Tad
26
27 AD1CON3bits.SAMC = 0b01100;
28
29 //Formato de salida:
30 AD1CON1bits.FORM = 0b00;
31 //0b11=Fraccional con signo,
32 //0b10=Fraccional sin signo
33 //0b01=Entero con signo
34 //0b00=Entero sin signo
35 // Conversion Automatica
36 //Fuente de Muestreo
37 AD1CON1bits.SSRCG = 0;
38 // Depende de SSRCG. 000=modo manual
39 AD1CON1bits.SSRC = 0b000;
40 //Canales 1,2 y 3 desactivados.
41 AD1CHS123 = 0x0000;
42 //Configuracion del canal 0
43 AD1CHS0 = 0x0000; //Negativo del MUXA y MUXB es Vrefl, usaremos
44 // el canal 0, 1, 2 y 3
45 //AD1CHS0bits.CHOSA = 0b0000000; //para el canal 0
46 //AD1CHS0bits.CHOSA = 0b0000001; //para el canal 1
47 //AD1CHS0bits.CHOSA = 0b0000010; //para el canal 2
48 //AD1CHS0bits.CHOSA = 0b0000011; //para el canal 3
AD1CON1bits.ADON = 1; //ADC Apagado/Encendido
```

Apéndice F

Diseño de PCB para el funcionamiento del dsPIC

Se ha diseñado en el EAGLE una placa de circuito impreso para colocar el dsPIC y los componentes básicos para su funcionamiento. La placa se elaboró mediante el método de insolación ultravioleta, el negativo para el revelado se observa en la Figura F.1.

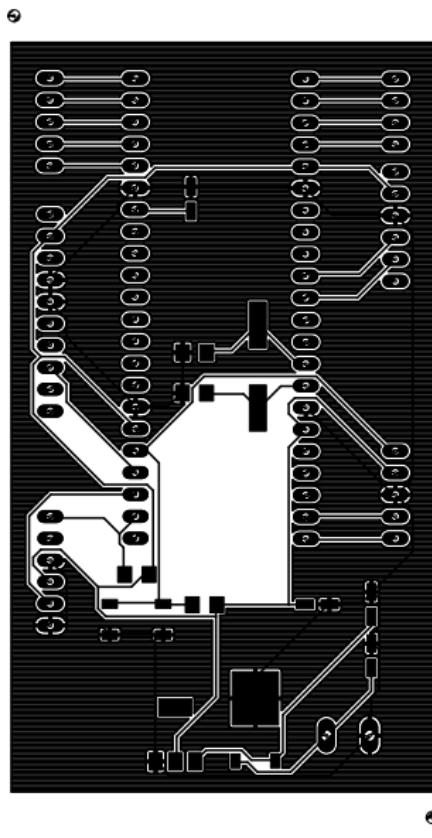


Figura F.1: Negativo del PCB para el dsPIC

Bibliografía

- [1] Andreas G Nerlich, Albert Zink, Ulrike Szeimies, and Hjalmar G Hagedorn. Ancient egyptian prosthesis of the big toe. *The Lancet*, 356(9248):2176–2179, 2000.
- [2] Carolina Lui Escuti. Historia de ortesis y prótesis, 2013.
- [3] American Orthotic Prosthetic Association. *AOPA history*, 2016.
- [4] John W Campbell and Charles W Childs. The safe foot. *Orthotics and Prosthetics*, 34(3):3–16, 1980.
- [5] Gert Pfurtscheller, C Guger, G Müller, G Krausz, and C Neuper. Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. *Neuroscience letters*, 292(3):211–214, 2000.
- [6] Gernot R Müller-Putz, Reinhold Scherer, Gert Pfurtscheller, and Rüdiger Rupp. Eeg-based neuroprosthesis control: a step towards clinical practice. *Neuroscience letters*, 382(1):169–174, 2005.
- [7] OMS. Resumen informe mundial sobre la discapacidad, 2011.
- [8] Cristina Valencia and María Elisa Bernal. Institucionalidad y marco legislativo de la discapacidad en el ecuador. 2016.
- [9] Daniel Sanz-Merodio, Manuel Cestari, Juan Carlos Arevalo, Xavier Alberto Carrillo, and Elena Garcia. Generation and control of adaptive gaits in lower-limb exoskeletons for motion assistance. *Advanced Robotics*, 28(5):329–338, 2014.
- [10] R López, J Torres, S Salazar, and R Lózano. Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 35(1):13–28, 2014.
- [11] Yoshiyuki Sankai. Hal: Hybrid assistive limb based on cybernics. In *Robotics research*, pages 25–34. Springer, 2010.
- [12] Stefano Rossi, Fabrizio Patanè, Fausto Del Sette, and Paolo Cappa. Wake-up: a wearable ankle knee exoskeleton. In *Biomedical Robotics and Biomechatronics (2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on)*, pages 504–507. IEEE, 2014.
- [13] Alberto Esquenazi, Mukul Talaty, Andrew Packel, and Michael Saulino. The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 91(11):911–921, 2012.



- [14] BS Rupal, A Singla, and GS Virk. Lower limb exoskeletons: a brief review. In *Conference on Mechanical Engineering and Technology (COMET-2016), IIT (BHU), Varanasi, India*, pages 130–140, 2016.
- [15] Neil A Campbell, Jane B Reece, and Eric J Simon. *Essential biology*. Number Sirsi) i9780805368420. 2007.
- [16] Christian M Welch, Scott A Banks, Frank F Cook, and Pete Draovitch. Hitting a baseball: A biomechanical description. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(5):193–201, 1995.
- [17] Duane Knudson. *Fundamentals of biomechanics*. Springer Science & Business Media, 2007.
- [18] Margareta Nordin, Victor H Frankel, and Katja Forssén. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill. Interamericana, 2004.
- [19] Carrie M Hall and Lori Thein Brody. *EJERCICIO TERAPÉUTICO. Recuperación funcional (Bicolor)*, volume 88. Editorial Paidotribo, 2006.
- [20] Antje Hüter-Becker, Heidrun Schewe, and W Heipertz. *FISIOTERAPIA. Descripción de las técnicas y tratamiento (Bicolor)*, volume 85. Editorial Paidotribo, 2003.
- [21] John Webster. *Medical instrumentation: application and design*. John Wiley & Sons, 2009.
- [22] Mark W Kroll, Mark R Pommrehn, and Dan Hanson. Flexible and disposable electrode belt device, August 16 1988. US Patent 4,763,660.
- [23] Steven W Smith et al. The scientist and engineer’s guide to digital signal processing. 1997.
- [24] Boaz Porat. *A course in digital signal processing*, volume 1. Wiley New York, 1997.
- [25] AL Casillas. *Máquinas: cálculos de taller*. 1977.
- [26] Antonio Barrientos, Luis Felipe Peñín, Carlos Balaguer, and Rafael Aracil. *Fundamentos de robótica*, volume 256. McGraw-Hill, 1997.
- [27] Subir Kumar Saha. Introducción a la robótica. *Noida: McGraw-Hill*, 2008.
- [28] Steven F Barrett and Daniel J Pack. Microcontrollers fundamentals for engineers and scientists. *Synthesis Lectures on Digital Circuits and Systems*, 1(1):1–124, 2005.
- [29] Anibal Ollero. Robótica: Manipuladores y robots móviles. *Marcombo-Boixareu Editores*, 2001.
- [30] M Guerra Padilla, F Molina Rueda, and IM Alguacil Diego. Efecto de la ortesis de tobillo pie en el control postural tras el accidente cerebrovascular: revisión sistemática. *Neurologia*, 29(7):423–432, 2014.
- [31] A Blanco Ortega, HR Azcaray Rivera, RF Vázquez Bautista, and LJ Morales Mendoza. Máquina de rehabilitación de tobillo: prototipo virtual y físico. In *X Congreso Internacional Sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico CIINDET 2013*, 2013.



- [32] John J Craig. *Introduction to robotics: mechanics and control*, volume 3. Pearson Prentice Hall Upper Saddle River, 2005.
- [33] Fernando Torres, Pablo Gil, Santiago T Puente, and Rafael Aracil. *Robots y sistemas sensoriales*. Pearson Educación, 2002.
- [34] Darle W Dudley, Eduardo Celis, Aaron Escobedo Ortega, and José Salvador Chable Martínez. *Manual de Engranajes: diseño, Manufactura y Engranajes*. CECSA, 1983.
- [35] Carlo J De Luca. Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, 10:2011, 2002.
- [36] Clemens Amon. Design and evaluation of an emg-based recording and detection system.
- [37] M BI Reaz, MS Hussain, and Faisal Mohd-Yasin. Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8(1):11–35, 2006.
- [38] Peter R Cavanagh and Paavo V Komi. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 42(3):159–163, 1979.
- [39] Jarosław Drapała, Krzysztof Brzostowski, Agnieszka Szpala, and Alicja Rutkowska-Kucharska. Two stage emg onset detection method. *Archives of Control Sciences*, 22(4):427–440, 2012.