



Centro de Investigación y de Estudios
Avanzados del Instituto Politécnico Nacional
Unidad Zacatenco

**CONTROL DE RUTINAS DE BIPEDESTACIÓN
PARA EXOESQUELETO INFANTIL DE MIEMBRO
INFERIOR UTILIZANDO ELECTROMIOGRAFÍA**

Tesis que presenta

Karina Isabel Espinosa Espejel

Para obtener el grado de
Maestra en Ciencias

En

Sistemas Autónomos de Navegación Aérea y Submarina

Directores de Tesis:
Dr. Jesús Ricardo López Gutiérrez
Dr. Antonio Osorio Cordero

México, Ciudad de México a 11 de agosto del 2021

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al Centro de Investigaciones y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) por permitirme desarrollar el proyecto de investigación en el posgrado SANAS de la UMI-LAFMIA para obtener la preparación y el apoyo necesarios.

Agradezco a la Unidad Mixta Internacional UMI-LAFMIA por aceptarme como estudiante de maestría para mi preparación de posgrado. Gracias a los profesores, el Dr. Jesús Ricardo López Gutiérrez y el Dr. Antonio Osorio Cordero, por la guía para el desarrollo del proyecto de la maestría.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por proporcionarme al apoyo económico para realizar mis estudios de posgrado en el CINVESTAV-IPN.

Agradezco a mis padres por todo su apoyo durante mi estadía en el posgrado de la UMI-LAFMIA, quienes han sido padres esforzados que me enseñan el valor de la vida y paciencia para realizar las labores de mis estudios.

RESUMEN

La intención humana está definida como la determinación de la voluntad de una persona para realizar un movimiento, como por ejemplo alzar un brazo. La detección de la intención humana permite al usuario utilizar a un exoesqueleto como un sistema de asistencia, en este caso para realizar movimientos que por alguna razón el usuario no puede hacer por sí solo.

Además, permite que el usuario de un exoesqueleto de rehabilitación produzca una interacción humano-máquina colaborando con una participación activa del paciente en su proceso de recuperación. En esta tesis se plantea incorporar en un exoesqueleto de rehabilitación infantil un sistema de detección de intención humana activado por un clasificador de señales electromiográficas superficiales (sEMG).

La tesis presenta la implementación de una ley de control que permite al exoesqueleto la realización de tres rutinas de movimiento: sentado a parado, parado a sentado y parado a marcha. Para el comando de las rutinas mencionadas, se desarrolla un algoritmo de detección de la intención de movimiento humano basado en la clasificación de señales eléctricas de 4 músculos del miembro inferior: Bíceps Femoral (BF), Recto Femoral (RF), Tibial anterior (TA) y Gastrocnemio (GAS); junto con señales de sensores de carga resistivos colocados en las partes anteriores y posteriores de ambos pies.

Se presenta el algoritmo de detección desarrollado el cual tiene un desempeño de 90 % de clasificación correcta. Además se presentan los resultados de seguimiento de trayectorias de las tres rutinas de movimiento.

Palabras Clave: exoesqueleto, electromiografía, intención de movimiento, bipedestación

ABSTRACT

Human intention is defined as the determination of the will of a person to perform a movement, such as raising an arm. Human intention detection allows the user to use an exoskeleton as an assistive system, in this case to perform movements that for some reason the user can not do.

In addition, it allows the user of a rehabilitation exoskeleton to produce a human-machine interaction, the active participation of the patient improve the recovery process. In this work, it is proposed a detection system activated by a surface electromyographic signal (sEMG) classifier to incorporate the human intention in a rehabilitation exoskeleton for children.

This work presents the implementation of a control law that allows the exoskeleton to carry out three movement routines: sitting to standing, standing to sitting and standing to walking. For the command of the aforementioned routines, a human movement intention detection algorithm is developed based on the classification of electrical signals of 4 muscles of the lower limb: Biceps Femoris (BF), Rectus Femoris (RF), Tibialis anterior (TA), and Gastrocnemius (GAS); together with signals from resistive load sensors placed on the front and rear of both feet.

The developed detection algorithm is presented, which has a performance of 90 % of correct classification. In addition, the results of tracking the trajectories of the three movement routines are presented.

Keywords: exoskeleton, electromyography, movement intention, standing

TABLA DE CONTENIDOS

RESUMEN	II
ABSTRACT	III
ÍNDICE DE FIGURAS	v
ÍNDICE DE TABLAS	vii
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Motivación del trabajo de investigación	1
1.2. Planteamiento del problema	2
1.3. Justificación	3
1.4. Objetivos del proyecto	4
1.5. Antecedentes	5
1.5.1. Exoesqueleto UMI LAFMIA	5
1.5.2. Estado del Arte	6
2. MARCO TEÓRICO	9
2.1. Anatomía del miembro inferior	9
2.1.1. Huesos del miembro inferior	9
2.1.2. Músculos del miembro inferior	10
2.1.3. Articulaciones y sus rangos articulares	11

TABLA DE CONTENIDOS

2.2. Bipedestación	13
2.2.1. Bipedestación Relajada	13
2.2.2. Movimiento de sentado a bipedestación	13
2.2.3. Movimiento de bipedestación a sentado	14
2.2.4. Movimiento de bipedestación a ciclo de marcha	15
2.3. Electromiografía superficial	16
3. DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO	18
3.1. Sistema de detección de intención de movimiento	18
3.1.1. Sistema de adquisición electromiográfica	19
3.2. Identificación de la Intención de Movimiento	21
3.2.1. Intenciones a detectar	21
3.2.2. Algoritmo de identificación de la intención de movimiento	23
4. CONTROL AUTOMÁTICO	26
4.1. Modelo dinámico del exoesqueleto	26
4.2. Trayectorias de movimiento	33
4.3. Control por backstepping	36
5. RESULTADOS NUMÉRICOS	38
5.1. Implementación del algoritmo de identificación	38
5.2. Implementación del control	49
6. CONCLUSIONES	56
ANEXOS	58
REFERENCIAS	63

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1.	Exoesqueleto de marcha infantil de la UMI LAFMIA [22]	5
1.2.	(a) El sistema de robot paralelo y (b) Colocación de electrodos EMG para los músculos involucrados [8]	7
1.3.	Algoritmo de optimización [9]	7
1.4.	A) Plataforma de adquisición de información para movimientos de miembros inferiores B) Diferentes fases durante la bipedestación [10]	8
2.1.	Huesos, principales músculos y articulaciones del miembro inferior	11
2.2.	Movimiento de sentado a bipedestación	14
2.3.	Movimiento de bipedestación a sentado	15
2.4.	Movimiento de bipedestación a marcha	16
2.5.	a) Unidad motora y b) sEMG	17
3.1.	Sistema de detección de intención de movimiento	19
3.2.	Posición electrodos, A) Vista anterior y B) Vista posterior	20
3.3.	Posiciones iniciales	22
3.4.	A) Intención de levantarse, B) Intención de sentarse y C) Intención de marcha	23
3.5.	Algoritmo de identificación	23
3.6.	Diagrama de flujo del algoritmo de identificación	24
3.7.	Programa de identificación en Labview	25
4.1.	Diagrama esquemático del exoesqueleto [22]	27

ÍNDICE DE FIGURAS

4.2. Articulación elástica [22]	30
4.3. Análisis de video para la obtención de trayectorias del ciclo de sentado a parado	33
4.4. Trayectorias de movimiento	35
5.1. Señales electromiográficas obtenidas del movimiento de sentado a parado .	39
5.2. Señales FRG del movimiento de sentado a parado	40
5.3. Señales electromiográficas obtenidas del movimiento de parado a sentado .	41
5.4. Señales FRG del movimiento de parado a sentado	42
5.5. Señales electromiográficas obtenidas del movimiento de parado a caminar .	43
5.6. Señales FRG del movimiento de de parado a caminar	44
5.7. Diagrama de la simulación	49
5.8. Seguimiento de articulación de cadera del movimiento de A) Sentado a Parado (STS), B) Parado a Sentado (STA) y C) Parado a Marcha (SW) . . .	51
5.9. Seguimiento de articulación de rodilla del movimiento de A) Sentado a Parado (STS), B) Parado a Sentado (STA) y C) Parado a Marcha (SW) . . .	52
5.10. Error de seguimiento de articulación de cadera del movimiento de A) Sentado a Parado (STS), B) Parado a Sentado (STA) y C) Parado a Marcha (SW)	53
5.11. Error de seguimiento de articulación de rodilla del movimiento de A) Sentado a Parado (STS), B) Parado a Sentado (STA) y C) Parado a Marcha (SW)	54
5.12. Simulación movimiento del modelo CAD, A) Sentado a parado B) Parado a sentado y C) Parado a caminar	55
1. Sensor Myoware	59
2. NI MyRIO-1900	60
3. Diagrama esquemático de conexiones NI myRIO	61
4. Conexión NI myRIO	62
5. Conexión del sensor Recto Femoral	62

ÍNDICE DE TABLAS

2.1. Rangos articulares	12
5.1. Porcentajes de identificación	44
5.2. Parámetros de Matriz de confusión	45
5.3. Matriz de confusión	46
5.4. Parámetros de simulación	50

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Motivación del trabajo de investigación

En los últimos años se han desarrollado sistemas de rehabilitación con el fin de asistir al paciente en los movimientos y restituir la capacidad motriz. Los exoesqueletos han sido aportaciones en el área de la salud para lograr tal fin al realizar rutinas fisioterapéuticas. Entre las tareas que se han ideado para ser realizadas por los exoesqueletos están el apoyo en la marcha, en la bipedestación, y la ejecución de rutinas específicas de terapia. Una de las áreas recientemente exploradas es la detección de la intención de movimiento para activar rutinas específicas de movimiento en exoesqueletos, una alternativa dentro de esta área es el uso de las señales electromiográficas, las cuales representan una lectura directa de la intención de movimiento [2]. Además, una de las actividades diarias más importantes es la bipedestación relajada, que representa un grado de independencia, y que es necesaria para iniciar un ciclo de marcha [3]. Asimismo, el movimiento sentado a bipedestación relajada debe ser estudiado con el fin de ayudar a los pacientes con poca movilidad del miembro inferior a incorporarse e iniciar un ciclo de marcha, o bien estando el paciente en bipedestación relajada ayudarlo a sentarse. Por estos motivos, el presente trabajo tiene como propósito implementar en el exoesqueleto infantil, un control para realizar 3 rutinas de bipedestación: rutina de sentado a bipedestación, rutina de bipedestación a sentado y rutina de bipedestación a marcha, utilizando sensores de electromiografía para sensar la intención humana.

1.2. Planteamiento del problema

La discapacidad motriz impide el desarrollo de las personas en su entorno; más de la mitad de la población nacional con alguna discapacidad, tiene una discapacidad motriz [4].

Dentro de la población infantil, la discapacidad motriz representa una cantidad mayor a la cuarta parte del total de niños con alguna discapacidad; algunas de las discapacidades motrices son generadas por enfermedades como la parálisis cerebral que provoca anomalías en la marcha, y otras discapacidades son causadas por las lesiones en accidentes [1] y [5]. Además, sin la participación del paciente en las rutinas de rehabilitación, la restitución de la capacidad motriz es limitada y no se logra una interacción humano-máquina, por lo cual es necesario el desarrollo de un sistema de detección de intención de movimiento como el basado en electromiografía superficial que genera una señal eléctrica milisegundos antes del movimiento que permite dicha interacción y la recuperación motriz.

1.3. Justificación

El porcentaje de población con discapacidad motriz del miembro inferior que incluye discapacidad para caminar, subir o bajar usando ambas piernas [4], con respecto al total de población con discapacidad en México, 64.1 % [6]. Entre las causas mas frecuentes de la discapacidad motriz del miembro inferior están las enfermedades con un porcentaje de 49 % [6].

Además, el porcentaje de niños con discapacidad motriz con respecto al total de niños con algún tipo de discapacidad es del 21.2 % [7]. Por lo anterior, explorar alternativas de rehabilitación como el uso de exoesqueletos es de gran importancia.

También, la electromiografía es una alternativa para el control de exoesqueletos por detección de la intención de movimiento, y es utilizada en el control del exoesqueleto infantil de miembro inferior.

Esta aportación es implementada en el exoesqueleto infantil de 11 grados de libertad, proyecto desarrollado en el laboratorio UMI, el cual pretende ayudar a pacientes infantiles a realizar las tareas de sentado a parado, parado a sentado y parado a marcha.

1.4. Objetivos del proyecto

Objetivo General

Desarrollar un sistema de interpretación de la intención humana por medio de un clasificador de señales de electromiografía que permita controlar los movimientos de levantarse, sentarse y caminar del exoesqueleto infantil desarrollado en la UMI LAFMIA.

Objetivos específicos

1. Obtener las trayectorias que se requieren en las articulaciones del exoesqueleto para realizar ejercicios de bipedestación, utilizando el sistema de análisis de movimiento.
2. Aplicar en una simulación del exoesqueleto en matlab-solidworks, las trayectorias de bipedestación obtenidas.
3. Desarrollar una ley de control que permita el buen desempeño de control de movimiento en el exoesqueleto y probarlo en la simulación.
4. Desarrollar un sistema de detección de los esfuerzos generados por el humano basado en electromiografía que permita monitorear las señales de los músculos involucrados en la bipedestación.
5. Implementar el sistema de detección de intención humana al exoesqueleto y hacer pruebas experimentales del seguimiento de trayectorias.

1.5. Antecedentes

1.5.1. Exoesqueleto UMI LAFMIA

En el laboratorio UMI LAFMIA se cuenta con un exoesqueleto de marcha infantil como se ve en la Figura 1.1. Hasta el momento el exoesqueleto tiene 6 grados de libertad, 2 para la cadera, 2 para las rodillas y 2 que sujetan a la parte del exoesqueleto antropomórfico con una caminadora fija a la tierra, estos 2 últimos grados de libertad permiten mover el exoesqueleto completo para movilizar al paciente desde una silla y ponerlo en posición de bipedestación.

En general el exoesqueleto esta diseñado para sujetar al paciente desde su silla de ruedas levantarlo y realizar ejercicios de marcha. El exoesqueleto aun no cuenta con un sistema de comprensión de la intención humana y funciona con rutinas programadas de marcha. El



Figura 1.1: Exoesqueleto de marcha infantil de la UMI LAFMIA [22]

sistema de interpretación de intención humana desarrollado será implementado en dicho exoesqueleto para activar las rutinas de movimiento.

1.5.2. Estado del Arte

El reconocimiento de la intención de movimiento basado en electromiografía superficial (sEMG por sus siglas en inglés) se ha dividido en dos grupos:

I. El modelo musculoesquelético (MS) impulsado por sEMG, el cual establece una relación entre sEMG y momento articular, velocidad angular o aceleración angular por un modelo biomecánico de los músculos; además tiene la ventaja de explicar el proceso de producción de movimiento.

II. La máquina de aprendizaje (ML), que realiza la clasificación de movimiento discreto o estimación de movimiento continuo al establecer el mapeo entre entrada sEMG y la intención de movimiento humano [2].

Los trabajos desarrollados en el área del reconocimiento de la intención de movimiento basado en sEMG para el control de exoesqueletos de miembro inferior, dentro de los dos grupos principales, se describen a continuación.

En [8], se logra estimar el torque de la articulación de la rodilla ejercido por el conjunto de músculos utilizados para la extensión y flexión de la rodilla, en tiempo real con la implementación de un modelo músculo esquelético que utiliza la señal electromiográfica como entrada.

Se utilizan las señales EMG sin procesar y un modelo de tendón músculo tipo Hill modificado.

Las pruebas se realizan en 6 sujetos sanos, en 3 sujetos para el modelo propuesto y en 3 sujetos para el genérico. Se adquirieron las señales con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz de los músculos extensores de la rodilla: el recto femoral (RF), el vasto lateral (VL) y vasto medial (VM). También se utilizan los músculos flexores: cabeza larga del bíceps femoral (BFL) y semitendinoso (ST).

Para los experimentos preliminares se utiliza el robot que se observa en la figura 1.2a y se consideran las ubicaciones de los electrodos mostradas en la figura 1.2b.

En [9], Guido G. Peña et. al., presenta la estimación de torque utilizando sEMG y el control óptimo de impedancia adaptativa durante rehabilitación asistida por una órtesis de rodilla activa. El estudio preliminar y de viabilidad fue solo con sujetos sanos.

El modelo de optimización se realiza comparando el torque estimado de sEMG con el torque generado por la herramienta de dinámica inversa del software OpenSim, como se muestra en la figura 1.3. Como solución alternativa, se propone una red neuronal (NN) de

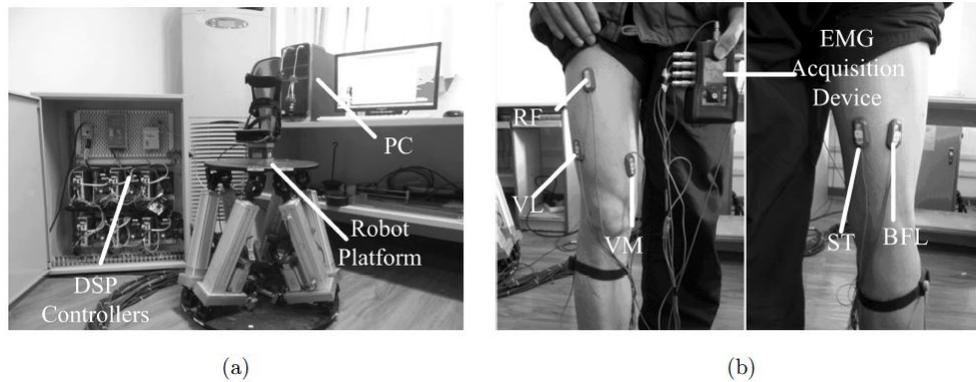


Figura 1.2: (a) El sistema de robot paralelo y (b) Colocación de electrodos EMG para los músculos involucrados [8]

perceptrón multicapa para mapear las señales EMG al par del usuario. Para la participación del usuario durante la sesión de rehabilitación, el enfoque se basa en una solución óptima que considera el error de posición .

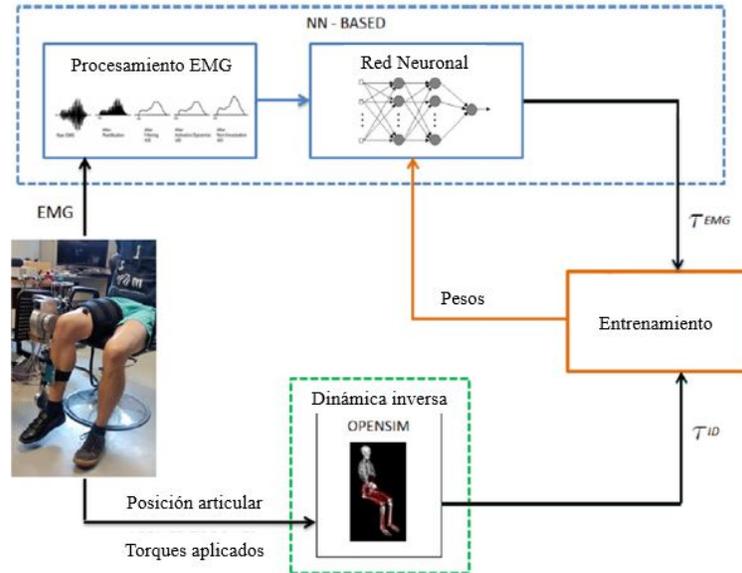


Figura 1.3: Algoritmo de optimización [9]

Se presenta en [10], un robot de asistencia eléctrica para adaptarse a la intención humana

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

y un método para reconocer las fases sucesivas que un sujeto realiza durante el movimiento de sentarse y pararse. Se hace uso de una señal electromiográfica de superficie (sEMG) y la fuerza de reacción del piso (FGR por sus siglas en inglés). Utiliza red neuronal de ensamble para identificar cada fase y ventanas de 0.1 s.

La plataforma consta de una computadora, sensores de fuerza y aparatos de adquisición sEMG como se muestra en la figura 1.4-A.

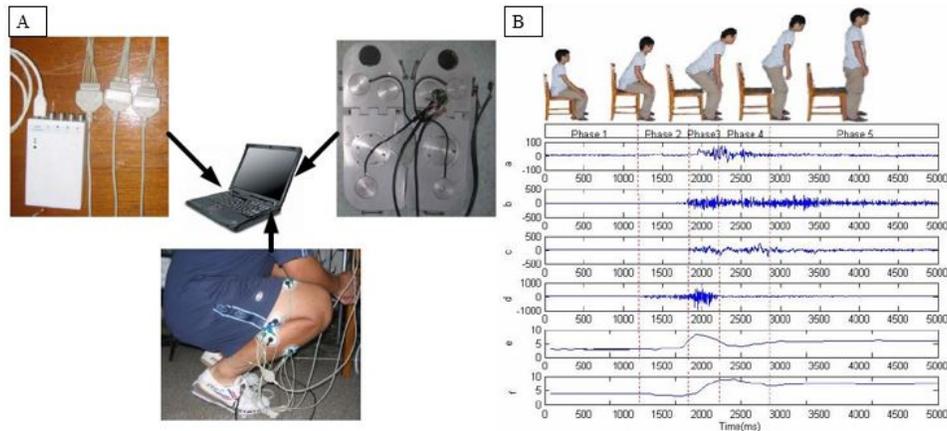


Figura 1.4: A) Plataforma de adquisición de información para movimientos de miembros inferiores B) Diferentes fases durante la bipedestación [10]

Los músculos utilizados relacionados con movimiento de estar de pie son: el glúteo mayor(a), recto femoral(b), bíceps femoral(c) y tibial anterior(d). Las muestras se toman solo de una pierna de 3 sujetos sanos (la información se divide en grupo de entrenamiento y validación).

El movimiento de sentarse a pararse presentado, se divide en 5 fases. En la figura 1.4-B se muestran las señales obtenidas.

Fase 1: sentado en la silla

Fase 2: la parte superior del cuerpo se inclina hacia adelante

Fase 3: la parte superior cuerpo se levanta de la silla mientras el detección FRF aumenta rápidamente

Fase 4: extensión final de la articulación de la rodilla principalmente, antes de la posición de pie

Fase 5: estando de pie

Se presenta en el trabajo que la fase 2, la fase 3 y la fase 4 son las fases donde es necesario ayudar al sujeto a ponerse de pie.

Capítulo 2

MARCO TEÓRICO

En este capítulo se presentan las generalidades de anatomía del miembro inferior, la bipedestación y la electromiografía superficial para el desarrollo del proyecto.

2.1. Anatomía del miembro inferior

2.1.1. Huesos del miembro inferior

El miembro inferior humano está dividido en seis regiones principales: la región glútea, región femoral, la región de la rodilla, región de la pierna, la región del tobillo y la región del pie.

La región glútea está conformada por la cintura pélvica que une al tronco y el miembro libre. La cintura pélvica está formada por los huesos coxales que articulan posteriormente con el sacro y anteriormente con la sínfisis del pubis. El acetábulo es la cavidad que articula con el hueso femoral que conforman la articulación coxofemoral.

La región femoral está conformada por el fémur, el hueso mas largo y pesado del cuerpo, que transmite el peso del hueso coxal a la tibia cuando la persona está en bipedestación relajada.

El extremo proximal del fémur consta de una cabeza de dos tercios de una esfera, un cuello con inclinación de 126° y dos trocánteres, uno mayor y uno menor. El extremo distal consta de los cóndilos lateral y medial que conforman la articulación femorotibial al unirse con la tibia.

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

La región de la rodilla está conformada por la rótula que protege la parte frontal del articulación de la rodilla, cuya función es la extensión de rodilla, aumentando palanca generada por el tendón del fémur.

La región de la pierna está conformada por la tibia y la fíbula (o peroné). La tibia articula superiormente con los cóndilos femorales y la rótula, lateralmente articula con la fíbula e inferiormente con el talus transmitiendo el peso al suelo.

La fíbula está localizada lateralmente a la tibia con la cual se conecta en la parte posterior y debajo de cabeza, y con parte lateral de la articulación del tobillo. La fíbula es un lugar de inserción muscular y estabiliza la articulación del tobillo.

La región del tobillo está conformada por la articulación talocrural o articulación del tobillo, donde se articulan los maléolos medial y lateral de la tibia con la tróclea del talus o cara superior del talus.

La región del pie está conformada por el tarso, el metatarso y las falanges.

El tarso está formado por siete huesos: el escafoides, tres huesos cuneiformes, el cuboides, el astrágalo o talus y el calcáneo.

El metatarso son cinco huesos largos que se extienden formando pie medio. Éstos son enumerados del dedo gordo al meñique y en ellos se fijan los ligamentos de los dedos y del pie. Las falanges son los huesos que forman los cinco dedos del pie y cada dedo tiene tres falanges: proximal, medial y distal, excepto el dedo gordo y el meñique [11]. Los huesos de las regiones descritas se muestran en la Figura 2.1.

2.1.2. Músculos del miembro inferior

A continuación se describen los principales músculos del miembro inferior humano. Los músculos de la región glútea que son flexores y extensores de la cadera. En la parte posterior se encuentran los flexores de la cadera, uno de los mas superficiales y prominentes es el glúteo mayor (GMAX). En la parte anterior de la región se encuentra el músculo iliopsoas (IL) que permite la flexión de la cadera.

En la región anterior del muslo se encuentra el cuádriceps crural conformado por el recto femoral (RF) y el vasto lateral, intermedio e interno (VAS); el cuádriceps es el único extensor de la rodilla. El recto femoral en conjunto con el iliopsoas son flexores de la arti-

culación de la cadera.

En la región posterior del muslo, se encuentra el bíceps femoral (BF) que es un músculo flexor de rodilla, su cabeza corta se inserta en el fémur y su cabeza larga en la región del isquión de la pelvis. También se encuentran los músculos isquiotibiales internos (IT), el semitendinoso y el semimembranoso que se insertan en el isquión de la pelvis y funcionan como extensores de la cadera y flexores de la rodilla.

En la región anterior de la pierna se encuentra el músculo tibial anterior (TA) que realiza la dorsiflexión del tobillo. En la región posterior de la pierna se encuentran el sóleo (SOL) y el gastrocnemio (GAS) con sus dos cabezas, los tres en conjunto conforman el tríceps sural que se inserta en el calcáneo por medio del tendón de aquiles.

El gastrocnemio es flexor de la rodilla y el sóleo es flexor plantar del tobillo [11]. Los músculos de las regiones descritas se muestran en la Figura 2.1.

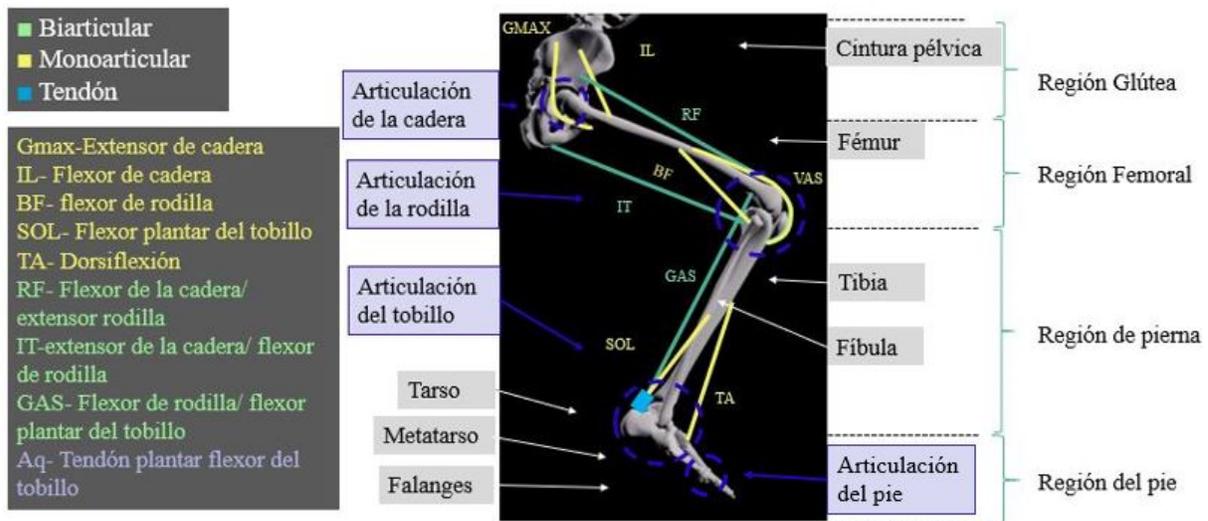


Figura 2.1: Huesos, principales músculos y articulaciones del miembro inferior

2.1.3. Articulaciones y sus rangos articulares

Las articulaciones son zonas de unión entre los huesos o cartílagos del esqueleto, en el miembro inferior encontramos 4 articulaciones: articulación de la cadera, articulación de

CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO

la rodilla y articulación de los dedos del pie (figura 2.1).

La articulación de la cadera permite a la extremidad moverse en los tres planos del cuerpo humano.

La articulación de la rodilla está compuesta por fémur, tibia, rótula y 2 discos fibrocartilagosos. Los movimientos de la rodilla son guiados por dos grupos de ligamentos: colaterales (medial y lateral) y cruzados (anterior y posterior). Las 2 funciones básicas son la flexión (bíceps femoral) y extensión (cuádriceps femoral).

La articulación del tobillo es la unión del astrágalo (talus) con la tibia, fíbula y el escafoides. La articulación de los dedos del pie permite que el pie se estire y se flexione [11]. Las articulaciones descritas se muestran en la figura 2.1.

En la Tabla 2.1 se muestran los rangos articulares de las 4 articulaciones del miembro inferior de acuerdo a sus correspondientes movimientos.

Articulación de la cadera	
Movimiento	Rango articular
Extensión y flexión	15°,130-140°
Abducción y aducción	30-40 ° , 20-30°
Rotación interna y externa	30-45°, 40-50°
Articulación de la rodilla	
Movimiento	Rango articular
Flexión e Hiperextensión	155°,10°
Articulación del tobillo	
Movimiento	Rango articular
Dorsiflexión y Plantarflexión	20-30°, 40-50°
Articulación de los dedos del pie	
Movimiento	Rango articular
Extensión y flexión	60-70°,60-70°

Tabla 2.1: Rangos articulares

2.2. Bipedestación

Entre las características anatómicas del ser humano están la capacidad de estar de pie de forma permanente, posición conocida como bipedestación relajada, y el uso exclusivo de la locomoción bípeda [12]. Además, el movimiento que realiza un ser humano de sentarse a pararse representa la capacidad de incorporarse de un lugar de reposo a una posición erguida que permite realizar la locomoción bípeda.

2.2.1. Bipedestación Relajada

La bipedestación relajada es la posición erguida bípeda en la cual el individuo mantiene un equilibrio estable con un trabajo muscular mínimo y consiste en la postura que se describe a continuación [12]. Las articulaciones de la cadera y rodilla están extendidas y en la posición más estable. La línea de gravedad cae entre los dos miembros, anterior al eje de rotación de la articulación talocrural.

Para el caso de este trabajo, se consideran los músculos en el miembro inferior para lograr tal postura. El balance hacia adelante se contrarresta bilateralmente con contracciones bilaterales de los músculos plantares. La separación de los pies aumenta la estabilidad lateral, cuando un balanceo lateral se produce, se contrarresta con los abductores de la cadera [11]. El tríceps sural es uno de los elementos que presenta actividad continua para estabilizar la rodilla y el tobillo [12].

2.2.2. Movimiento de sentado a bipedestación

El movimiento de sentado a bipedestación se divide en 4 fases que se describen a continuación. La primera fase, denominada flexión-momento, comienza con inicio del movimiento y termina justo antes de que la cadera sea levantada del asiento de la silla (despegue). El impulso es el producto de la masa y velocidad y se relaciona con la energía cinética del sistema. Durante la fase I, el tronco y la pelvis son rotados anteriormente (hacia la flexión), generando el impulso de la parte superior del cuerpo. Los fémures, piernas y pies permanecen estacionarios.

La segunda fase o fase de transferencia de impulso, comienza cuando se levanta la cadera desde el asiento de la silla y termina con la dorsiflexión máxima del tobillo. Durante la fase 2, el Centro de masa (CoM) viaja anteriormente y hacia arriba. El CoM del cuerpo entero alcanza su punto anterior máximo poco después de la dorsiflexión máxima. La tercera fase

se inicia justo después de la máxima dorsiflexión del tobillo y se completa cuando la cadera deja de extenderse. Generalmente cuando la cadera deja de extenderse, comienza pequeñas rotaciones entre flexión y la extensión como estabilización. Hay un período prolongado de desaceleración cuando la cadera alcanza el fin de la extensión.

La cuarta fase es la fase de estabilización y comienza después de la hipextensión y continúa hasta que todos los movimientos asociados con la estabilización de levantarse se completan [13].

En la Figura 2.2 se muestran las cuatro fases del movimiento humano de sentado a parado. En la fase 1, se flexiona la parte superior del cuerpo para generar impulso e iniciar el movimiento de sentarse y pararse. En fase 2, levantan la cadera de la silla y transfieren impulso. En la fase 3, los humanos extienden todo su cuerpo hacia arriba. En la fase 4, mueven su cuerpo hacia atrás para estabilizar su postura [14].

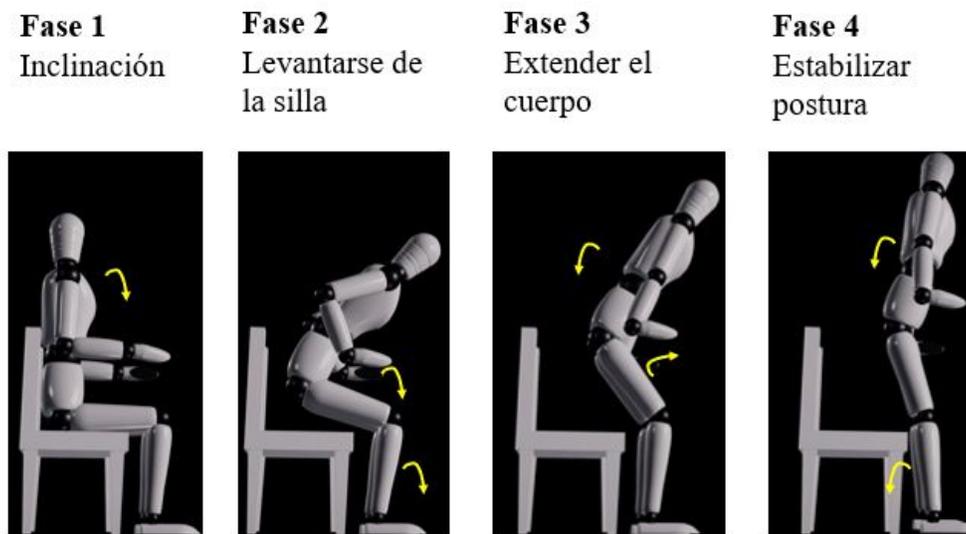


Figura 2.2: Movimiento de sentado a bipedestación

2.2.3. Movimiento de bipedestación a sentado

El movimiento de bipedestación a sentado consiste en la secuencia de movimiento en orden regresivo comparada con la secuencia del movimiento de sentado a bipedestación. En la fase 1, se realiza la flexión de las piernas desde una posición en bipedestación relajada.

En la fase 2, la cintura pélvica se mueve posteriormente y el tronco se inclina. En la fase 3, el tronco alcanza su máxima inclinación hasta que los glúteos alcanzan la silla. Finalmente, en la fase 4, el tronco se endereza y las rodillas alcanzan la mayor flexión como se observa en la Figura 2.3.

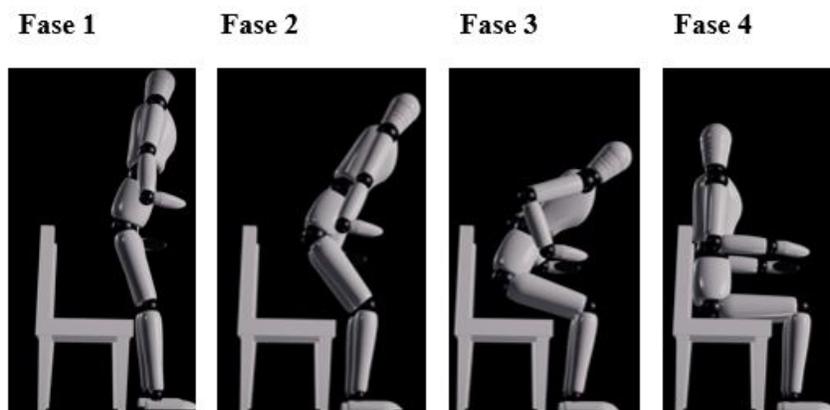


Figura 2.3: Movimiento de bipedestación a sentado

2.2.4. Movimiento de bipedestación a ciclo de marcha

La transición de una posición erguida bípeda estable, o bipedestación relajada, hacia el inicio de la marcha comienza con una relajación de la actividad tónica del tríceps y la intensa actividad del tibial anterior para mover la pierna hacia adelante. Estas modificaciones permiten la flexión dorsal del tobillo que corresponde al primer movimiento aparente del inicio del ciclo de marcha. Existe un periodo de transición entre el equilibrio estático de la bipedestación relajada y el equilibrio dinámico de la marcha debida a la transferencia de carga del primer paso, lo cual se estabiliza después de 2 ciclos [12]. El movimiento de bipedestación relajada a marcha se encuentra dividido en 3 fases principales: la fase inicial, la fase de apoyo y la fase de oscilación; particularmente las dos últimas fases corresponden al ciclo de marcha.

La fase inicial tiene su comienzo en la etapa I, donde el sujeto se encuentra en bipedestación relajada y posteriormente pasa a la etapa II cuando el sujeto eleva la pierna y flexiona la rodilla para comenzar las fases de la marcha.

Las fases de marcha son la fase de apoyo y de oscilación. En la fase de apoyo, el pie de referencia se encuentra en contacto con el suelo y termina con el despegue del pie, ésta

representa un 60% del ciclo.

En la fase de oscilación el pie se encuentra elevado y abarca un 40% del ciclo [12].

La etapa A corresponde al contacto inicial con el golpe del talón, en la etapa B se da una respuesta a la carga, en la etapa C se realiza el apoyo medio y en la etapa D se realiza el apoyo terminal.

La etapa E corresponde a la preoscilación y se realiza el despegue de los dedos, en la etapa F se realiza la oscilación inicial y media, y en la etapa G se realiza la oscilación terminal [11]; dichas etapas se muestran en la Figura 2.4.

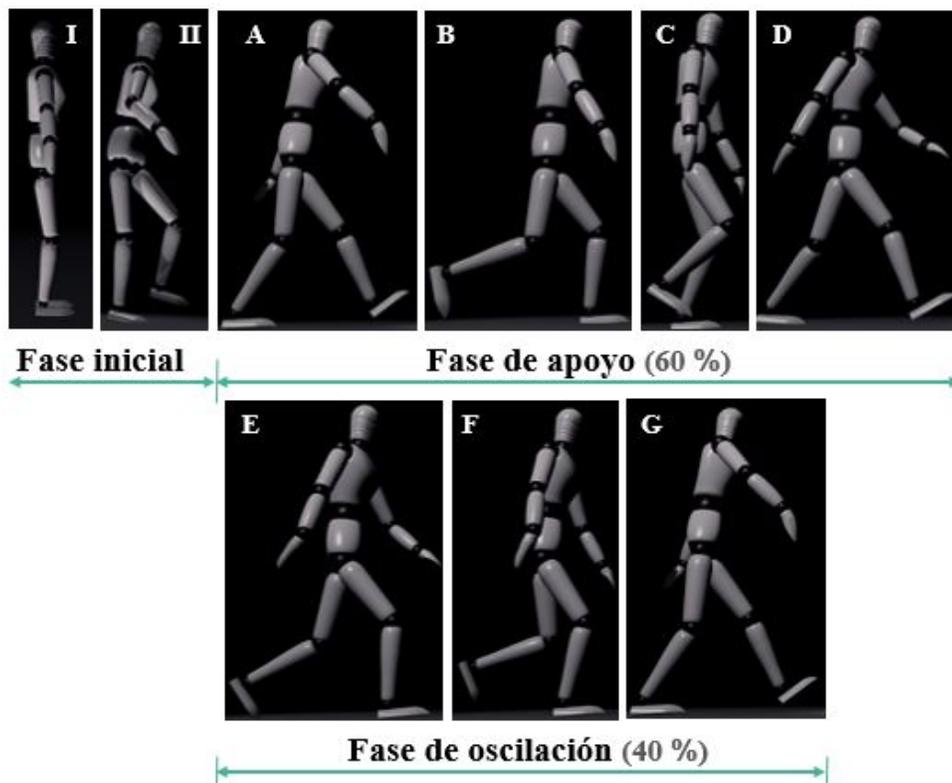


Figura 2.4: Movimiento de bipedestación a marcha

2.3. Electromiografía superficial

Las unidad estructural de un músculo es una fibra muscular estriada y la unidad funcional es la unidad motora. La unida motora está formada por la neurona motora y las

fibras musculares que controla como se muestra en la Figura 2.5-A.

Cuando una unidad motora de la médula espinal recibe un estímulo, inicia un impulso que contrae simultáneamente todas las fibras musculares inervadas por la unidad motora [11]. Cuando una unidad motora se activa, el potencial de acción se desplaza de la neurona motora hacia el músculo a través del nervio; la zona de contacto entre el músculo y el nervio es llamada unión neuromuscular.

Luego el potencial se propaga a todas las fibras musculares inervadas por la unidad motora. Esta actividad eléctrica se conoce como potencial de acción de la unidad motora (PAUM) y es responsable de la contracción muscular [15].

El conjunto de potenciales de acción es conocido como trenes de potencial de unidades motoras (TPUM).

La suma de los trenes de potencial produce la señal electromiográfica, la cual se puede obtener por un sistema de adquisición sobre la superficie cutánea del músculo. En la Figura 2.5-B se muestran los trenes de potencial de acción de las unidades motoras y su sumatoria (superposición) que constituye a la señal electromiográfica leída de la superficie cutánea (sEMG, por sus siglas en inglés superficial Electromiography).

El rango de frecuencias de la señal sEMG es clásicamente de 2 a 500 Hz, pero existen señales mioeléctricas que están fuera de este rango y que llegan a frecuencias superiores a los 10 KHz (como el potencial de la unidad motora).

La amplitud del potencial eléctrico que produce la contracción de los músculos puede variar según la posición y tamaño del músculo, pero se considera en un rango de amplitud de 10 μ V a 30 mV [15].

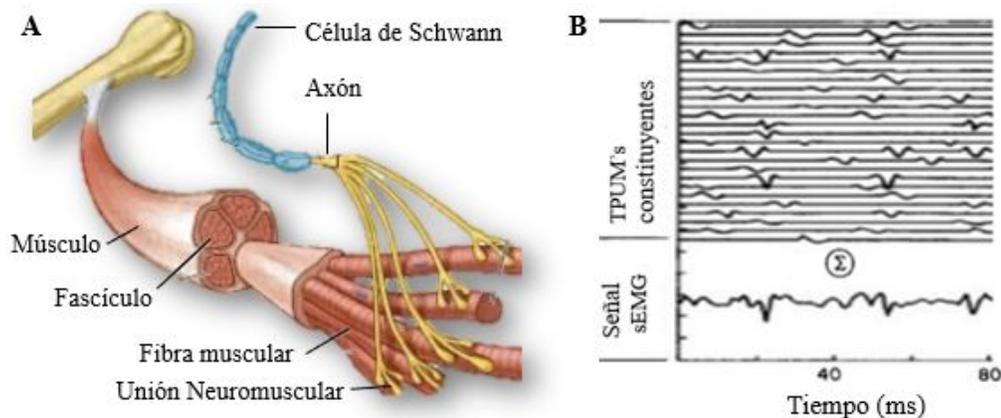


Figura 2.5: a) Unidad motora y b) sEMG

Capítulo 3

DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

En esta sección se presenta el sistema de detección de la intención de movimiento de tres diferentes rutinas de movimiento: sentado a parado, parado a sentado y parado a marcha. Se describe el sistema de detección utilizado, el cual está basado en la lectura de las señales electromiográficas (sEMG) de 4 músculos del miembro inferior: Recto Femoral, Tibial Anterior, Bíceps Femoral y Gastrocnemio. Además se utilizan las señales de cuatro sensores de fuerza de reacción de suelo (FGR) de la parte posterior y anterior de ambos pies. Posteriormente se describe el algoritmo de detección por umbralización de las señales basado en el funcionamiento fisiológico de los músculos y las presiones ejercidas en el suelo con la planta del pie.

3.1. Sistema de detección de intención de movimiento

El sistema de detección de intención de movimiento tiene dos entradas correspondientes a la electromiografía superficial y la baropodometría; éstas son leídas por el microprocesador myRIO, donde se realiza el algoritmo de detección. Una vez detectadas las tres diferentes intenciones de movimiento se genera su respectiva rutina de movimiento. Dichas etapas se pueden observar en la Figura 3.1.

CAPÍTULO 3. DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

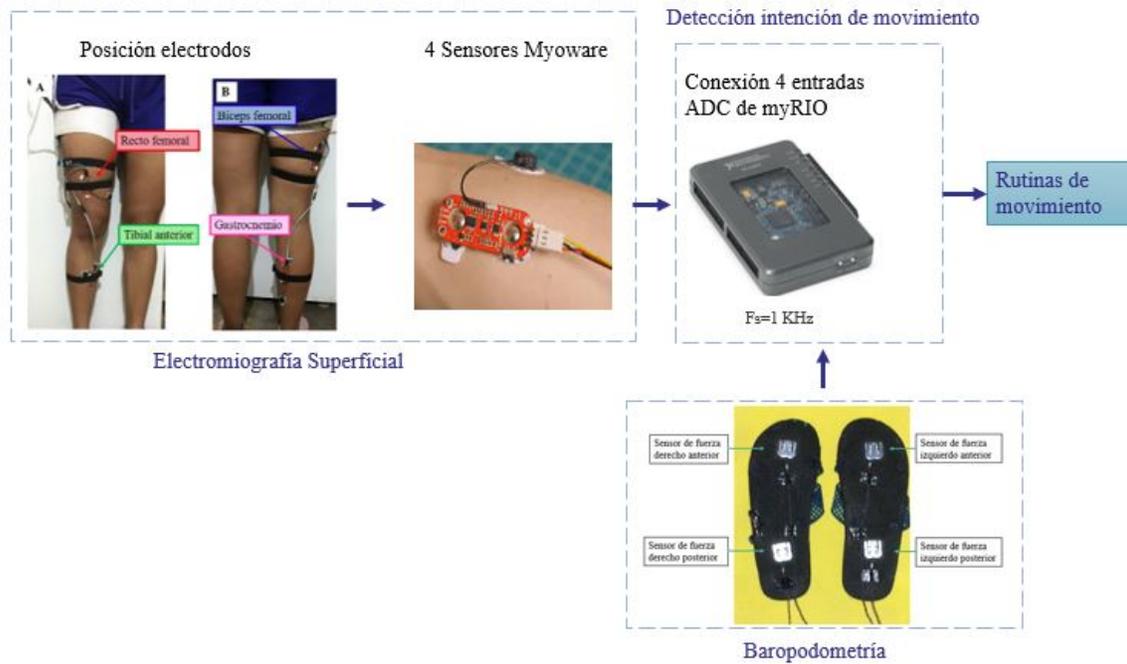


Figura 3.1: Sistema de detección de intención de movimiento

3.1.1. Sistema de adquisición electromiográfica

Preparación de la piel

La preparación de la piel consiste en limpieza de la piel para proporcionar grabaciones sEMG con bajos niveles de ruido. Se asegura la eliminación del vello corporal, los aceites y las capas de piel escamosa y, en consecuencia, reduce la impedancia en la interfaz electrodo-gel-piel. El uso de solución abrasiva y mojar la piel limpia con agua reduce la impedancia de la piel y los electrodos, también minimiza respuestas alérgicas [15] y [16].

Posición de electrodos

La adquisición de la señal electromiográfica se realiza sobre la superficie cutánea mediante electrodos de superficie de plata / cloruro de plata (Ag/AgCl) los cuales son transductores de la señal sEMG. La señal sEMG es acondicionada y adquirida por el sistema de conversión analógica-digital de la myRIO.

Se utiliza el electrodo Covidien tipo H124SG de Ag/AgCl que tiene un diámetro de 24 mm [17], de esta manera cumple con los requerimientos de la European Concerted Action Surface EMG for noninvasive assessment of muscle [18].

CAPÍTULO 3. DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

Siguiendo con los estudios del montaje de los electrodos en configuración bipolar, que sugieren que la ubicación entre el zona de inervación y las regiones del tendón [15] y [19], los electrodos en el sensor Myoware se encuentran una distancia entre electrodos de 30 mm y se colocan en el medio del cuerpo muscular alineados con la orientación de las fibras musculares [20].

Los electrodos se colocan sobre los cuatro músculos: recto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) y gastrocnemio (GAS) como se muestra en la Figura 3.2.

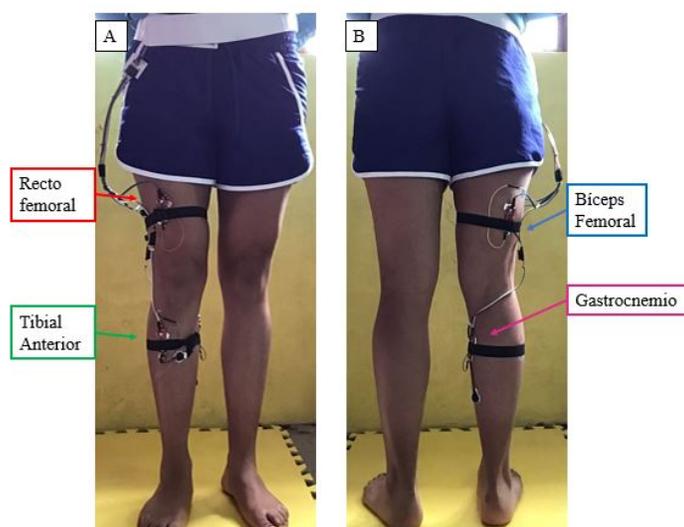


Figura 3.2: Posición electrodos, A) Vista anterior y B) Vista posterior

Sensor Myoware

El sensor Myoware realiza la tarea de acondicionamiento de la señal sEMG, las etapas del sensor son: entrada al amplificador de instrumentación AD8226, rectificación, suavizado y finalmente la amplificación de la señal. El diagrama esquemático se observa en la Figura 1 en el anexo A de la sección de Anexos.

Adquisición de la señal

Para realizar la adquisición de la señal con el convertidor Analógico Digital de la myRIO, se utiliza el teorema de muestreo de Nyquist-Shanon para obtener la frecuencia de muestreo. La frecuencia máxima f_{max} de la señal electromiográfica es 500 Hz, por lo que la frecuencia de muestro de la señal sEMG debe ser $f_s \geq 2f_{max} = 1000Hz$.

La lectura se realiza de 4 entradas analógicas AIO a AI3 del puerto A. Los sensores elec-

CAPÍTULO 3. DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

tromiográficos se alimentan de manera externa con una pila y regulador a 5v. El programa de adquisición de la señal electromiográfica se realiza en la Labview con una frecuencia de muestreo de 1 KHz.

La lectura de las señales FGR se realiza de 4 entradas analógicas AIO a AI3 del puerto B con una frecuencia de muestreo de 1 KHz.

El diagrama de las conexiones de los sensores sEMG y FGR a la tarjeta de adquisición NI myRIO se muestra en el anexo C de la sección de anexos, mientras que en la sección D se muestra la conexión física a la NI myRIO [21].

3.2. Identificación de la Intención de Movimiento

3.2.1. Intenciones a detectar

Las intenciones a detectar son: intención de levantarse de una silla, la intención de sentarse en una silla y la intención de iniciar la marcha. Se plantean dos posibles posiciones iniciales: sentado o bipedestación relajada como se observa en la Figura 3.3. Se identifica la posición inicial y posteriormente se distingue entre levantarse de una silla y cualquier otro movimiento estando en la posición inicial de sentado. Estando en la posiciones de bipedestación relajada se distingue entre sentarse, caminar y cualquier otro movimiento.

Características de las intenciones

Las características de las tres intenciones de movimiento se describen utilizando los músculos y las fuerzas de reacción del suelo en la parte anterior y posterior de cada pie. F_0 es la fuerza de reacción de ambos pies en la posición inicial. F_1 es la fuerza inicial de la intención de moverse para ambos pies. F_i representa la fuerza de reacción en la extremidad izquierda y F_d la fuerza de reacción en la extremidad derecha.

Intención de levantarse de una silla

En este movimiento inicial de la intención de levantarse de una silla, con respecto a los músculos leídos, el músculo Recto femoral que es extensor de la rodilla se contrae y también el gastrocnemio se contrae para realizar la flexión plantar. Con respecto a la fuerza de reacción del suelo, el valor inicial F_0 incrementa a F_1 siendo mayor en la parte posterior, de manera general $F_1 > F_0$, que se observa en la Figura 3.4-A.

Intención de sentarse en una silla

CAPÍTULO 3. DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

En el movimiento inicial de la intención de sentarse en una silla, con respecto a los músculos leídos, para la flexión de la cadera el recto femoral se contrae y para flexionar la rodilla el bíceps femoral se contrae. Con respecto a la fuerza de reacción del suelo, el valor inicial F_0 incrementa en la parte posterior de ambos pies F_{1p} y en la parte anterior de ambos pies la fuerza F_{1a} decrece, siendo la suma igual a la fuerza de reacción inicial $F_0 = F_{1p} + F_{1a}$, que se observa en la Figura 3.4-B.

Intención de iniciar la marcha

En el movimiento inicial de la intención de iniciar la marcha, con respecto a los músculos, para la flexión de la cadera el recto femoral se contrae y para realizar la dorsiflexión se contrae el tibial anterior. Con respecto a la fuerza de reacción del suelo, el valor inicial F_0 incrementa en la parte en el pie de apoyo (en este caso en pie derecho) F_d y la fuerza en el pie izquierdo F_i decrece, siendo $F_d > F_i$ y $F_d > F_0$, que se observa en la Figura 3.4-C.

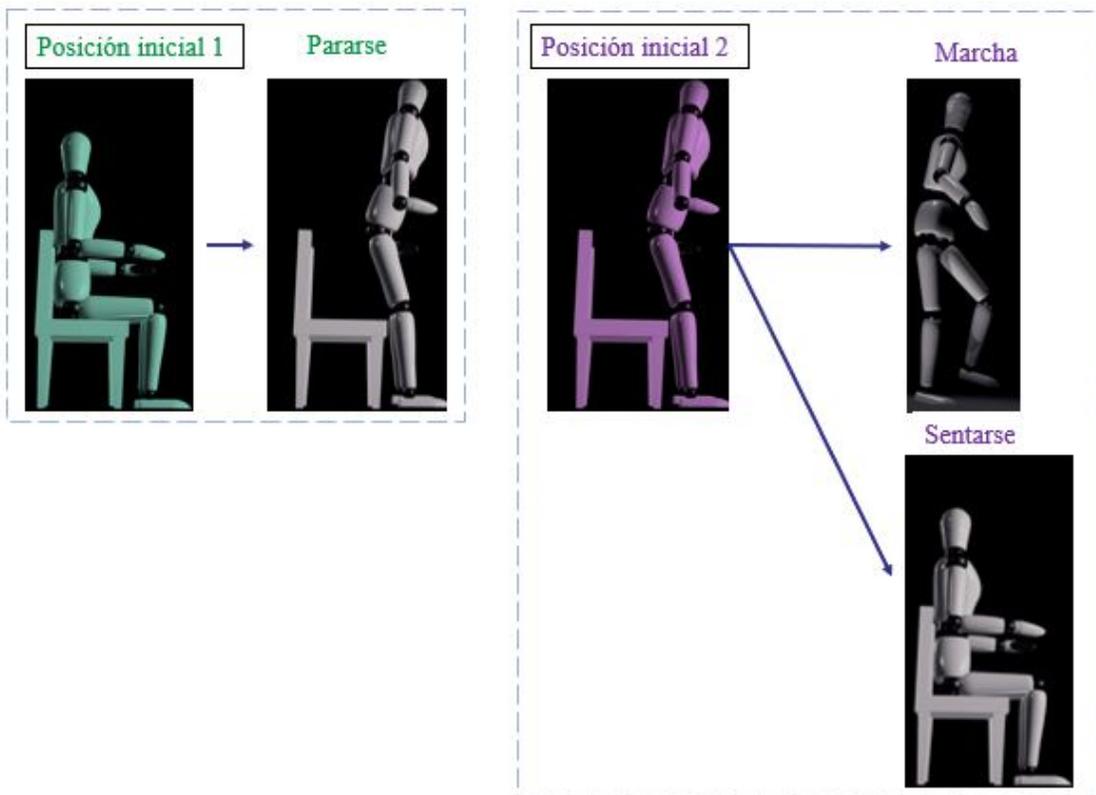


Figura 3.3: Posiciones iniciales

CAPÍTULO 3. DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

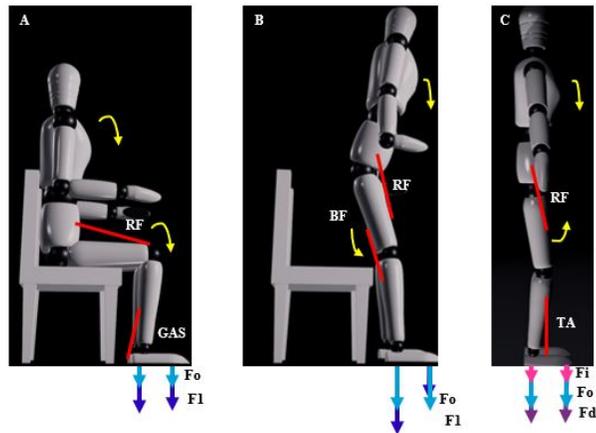


Figura 3.4: A) Intención de levantarse, B) Intención de sentarse y C) Intención de marcha

3.2.2. Algoritmo de identificación de la intención de movimiento

El algoritmo de detección de intención se muestra en la Figura 3.5 y se observa el diagrama que consiste en la entrada de las señales sEMG y FGR, la normalización de las señales de entrada, las condiciones de umbralización de las señales y finalmente la identificación de la intención de movimiento y así ejecutar las rutinas de movimiento correspondientes del exoesqueleto.

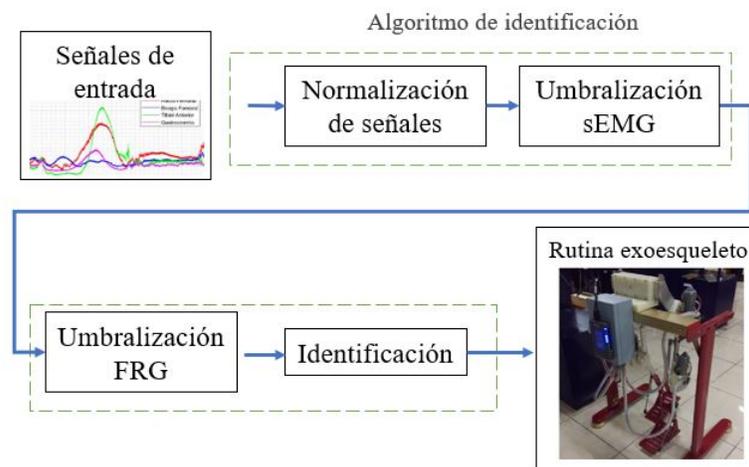


Figura 3.5: Algoritmo de identificación

CAPÍTULO 3. DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

En la Figura 3.6 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo de identificación, en el cual una vez ingresadas las señales son normalizadas para su posterior evaluación. Las señales son evaluadas por el algoritmo para determinar si cumplen con las condiciones de umbralización de una de las tres intenciones de movimiento así una vez que la intención es detectada se genera la rutina de movimiento.

Las condiciones de umbralización para de la intención sentarse a pararse (STS) son que los sensores FGR izquierdo anterior y derecho anterior sean mayores a un umbral de 0.5, también que el sensor sEMG del Tibial anterior sea mayor que un umbral de 0.5. Si esta condición no se cumple se procede a evaluar la condición de la intención de sentarse (STA).

Las condiciones de umbralización de la intención pararse a sentarse (STA) son que los sensores FGR izquierdo posterior y derecho anterior sean mayores a un umbral de 0.5 (recordamos que la señal ha sido normalizada a un valor de 1 y el umbral de 0.5 representa el 50 % de la señal), también que la señal sEMG del Recto Femoral sea mayor que un umbral de 0.5. Cuando se cumple con la condición, se genera la rutina de movimiento correspondiente. Si esta condición no se cumple se procede a evaluar la condición de la intención de caminar (SW). Las condiciones de umbralización para de la intención caminar son que los sensores FGR izquierdo posterior e izquierdo anterior sean mayores a un umbral de 0.5, también que la señal sEMG del Gastrocnemio sea mayor que un umbral de 0.5.

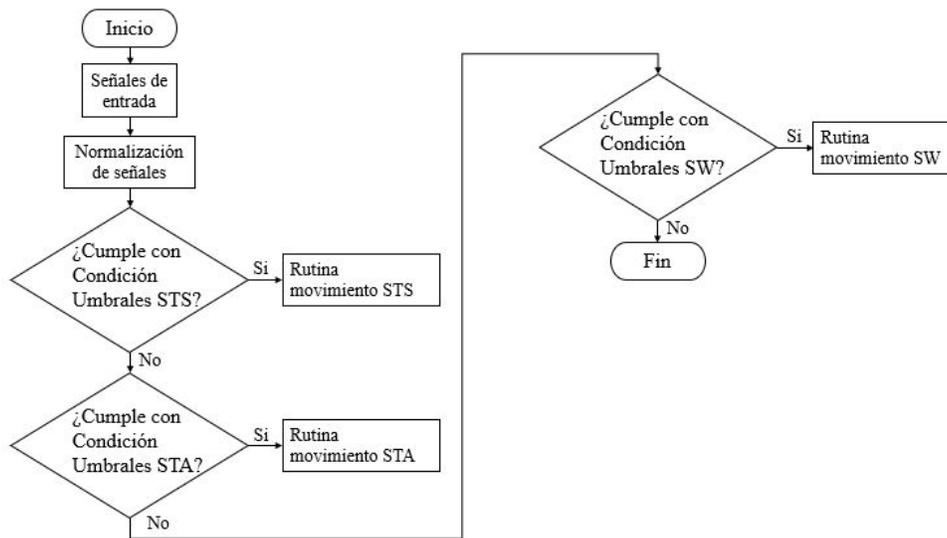


Figura 3.6: Diagrama de flujo del algoritmo de identificación

CAPÍTULO 3. DETECCIÓN DE INTENCIÓN DE MOVIMIENTO

En la Figura 3.7 se muestra el programa de identificación implementado en Labview. En la primera parte del programa se observa la realización de la lectura de las entradas analógicas de ambos conectores A y B de la tarjeta NI myRIO. Posteriormente se observa la evaluación de las tres condiciones correspondientes a las intenciones de movimiento.

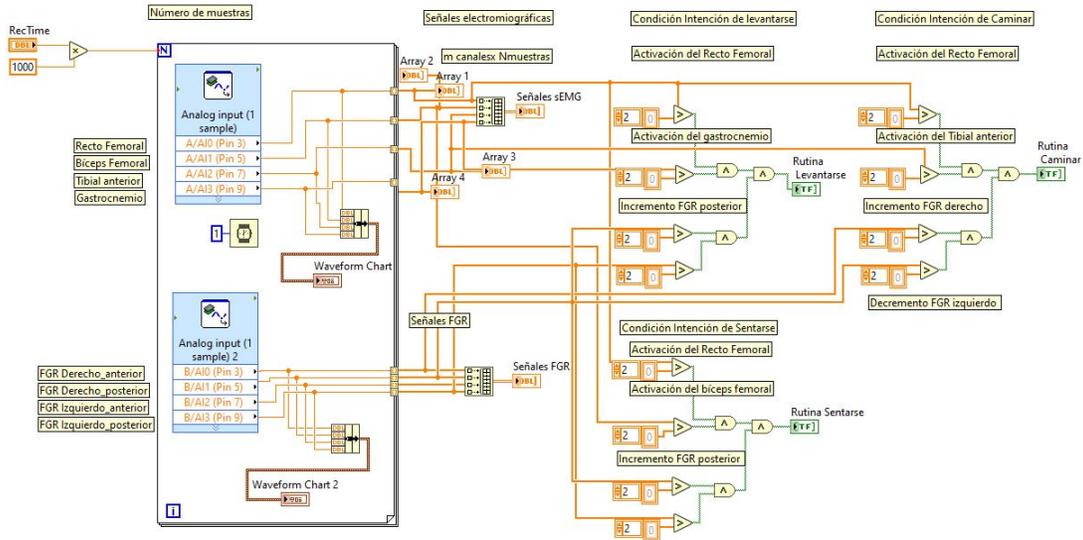


Figura 3.7: Programa de identificación en Labview

Capítulo 4

CONTROL AUTOMÁTICO

En este capítulo se presenta el modelo dinámico, el control del exoesqueleto y la obtención de las trayectorias de movimiento de las articulaciones de la cadera y la rodilla correspondientes a las rutinas de movimiento que el exoesqueleto realizará.

4.1. Modelo dinámico del exoesqueleto

El modelo dinámico del exoesqueleto infantil del miembro inferior se presenta en [22] y fue desarrollado por Rosales-Luengas et. al en el 2012, en el Laboratorio UMI LAFMIA que pertenece al CINVESTAV. Este modelo nuevamente se presenta en este trabajo ya que se considera importante para la comprensión de la investigación de esta tesis.

El modelo del exoesqueleto considera, que las articulaciones son elásticas, sin embargo, inicialmente se obtiene considerando un modelo simplificado que contiene las articulaciones rígidas como se ve en la Figura 4.1, en donde se puede ver que se consideran dos eslabones correspondientes a las regiones del muslo (eslabón 1) y de la pierna (eslabón 2) con longitudes l_1 y l_2 , y con masas m_1 y m_2 respectivamente. Las articulaciones q_1 y q_2 son articulaciones rotacionales que corresponden a la articulación de la cadera y de la rodilla respectivamente, y forman el vector de posiciones articulares $q(t)$ descrito como:

$$q(t) = \begin{bmatrix} q_1(t) \\ q_2(t) \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

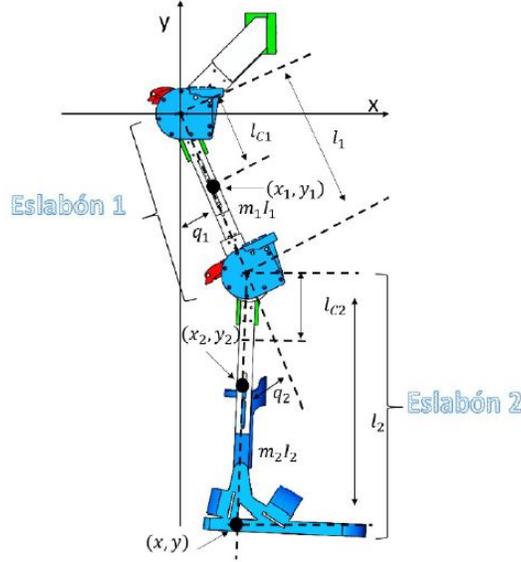


Figura 4.1: Diagrama esquemático del exoesqueleto [22]

La ecuación de Euler-Lagrange se utiliza para obtener el modelo dinámico:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q} = \tau \quad (4.2)$$

donde

$$\begin{aligned} L(q(t), \dot{q}(t)) &= K(q(t), \dot{q}(t)) - U(q(t)) \\ K(q(t), \dot{q}(t)) &= \frac{1}{2} m \|V\|^2 + \frac{1}{2} I \dot{q}^2 \end{aligned} \quad (4.3)$$

La energía cinética $K(q(t), \dot{q}(t))$ se descompone en la suma de dos energías K_1 y K_2 asociadas a las masas m_1 y m_2 respectivamente y está definida como $K = K_1 + K_2$.

Las coordenadas del centro de masa del eslabón 1 y del eslabón 2 en el plano X-Y son:

$$X_1 = \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{c1} \sin(q_1) \\ -l_{c1} \cos(q_1) \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

$$X_2 = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \\ -l_1 \cos(q_1) - l_{c2} \cos(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Al derivar los vectores de las coordenadas se obtienen los vectores de velocidad de los eslabones:

$$V_1 = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{y}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{c1} \dot{q}_1 \cos(q_1) \\ l_{c1} \dot{q}_1 \sin(q_1) \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

CAPÍTULO 4. CONTROL AUTOMÁTICO

$$V_2 = \begin{bmatrix} \dot{x}_2 \\ \dot{y}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \dot{q}_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ l_1 \dot{q}_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

La velocidad al cuadrado del centro de masa de los eslabones se obtiene por la multiplicación matricial $V_i^2 = V_i^T V_i$, $i = 1, 2$.

$$\begin{aligned} V_1^2 &= l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 \cos^2(q_1) + l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 \sin^2(q_1) \\ V_2^2 &= l_{c2}^2 \cos^2(q_1 + q_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + 2l_{c2} \cos(q_1 + q_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)l_1 \cos(q_1)\dot{q}_1 \\ &\quad + l_1^2 \dot{q}_1^2 \cos^2(q_1) + l_1^2 \dot{q}_1^2 \sin^2(q_1) \\ &\quad + l_{c2}^2 \sin^2(q_1 + q_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + 2l_{c2} \sin(q_1 + q_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)l_1 \sin(q_1)\dot{q}_1 \end{aligned} \quad (4.8)$$

Al reducir las ecuaciones con el uso de las identidades $\cos^2(q) + \sin^2(q) = 1$ y $\sin(q_1 + q_2)\sin(q_1) + \cos(q_1 + q_2)\cos(q_1) = \cos(q_2)$ y las velocidades son:

$$\begin{aligned} V_1^2 &= l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 \\ V_2^2 &= l_1^2 \dot{q}_1^2 + l_{c2}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + 2l_1 l_{c2} \dot{q}_1 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \cos(q_2) \end{aligned} \quad (4.9)$$

La energía cinética de cada eslabón queda como:

$$\begin{aligned} K_1 &= \frac{1}{2} m_1 l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 \\ K_2 &= \frac{1}{2} m_2 (l_1^2 \dot{q}_1^2 + l_{c2}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + 2l_1 l_{c2} \dot{q}_1 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \cos(q_2)) + \frac{1}{2} I_2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \end{aligned} \quad (4.10)$$

La energía potencial es la suma de las dos energía potenciales asociadas a las masas m_1 y m_2 , esto es $U = U_1 + U_2$.

$$\begin{aligned} U_1 &= -m_1 g l_{c1} \cos(q_1) \\ U_2 &= -m_2 g l_1 \cos(q_1) - m_2 g l_{c2} \cos(q_1 + q_2) \end{aligned} \quad (4.11)$$

El lagrangiano a partir de las energías cinéticas y potenciales es:

$$\begin{aligned} L(q, \dot{q}) &= K_1 + K_2 - U_1 - U_2 \\ &= \frac{1}{2} m_1 l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 \\ &\quad + \frac{1}{2} m_2 (l_1^2 \dot{q}_1^2 + l_{c2}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + 2l_1 l_{c2} \dot{q}_1 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \cos(q_2)) \\ &\quad + \frac{1}{2} I_2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + m_1 g l_{c1} \cos(q_1) + m_2 g l_1 \cos(q_1) \\ &\quad + m_2 g l_{c2} \cos(q_1 + q_2) \end{aligned} \quad (4.12)$$

CAPÍTULO 4. CONTROL AUTOMÁTICO

Las ecuaciones de movimiento están dadas por:

$$\begin{aligned} \frac{1}{2} \left(\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_1} \right) - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q_1} &= \tau_1 \\ \frac{1}{2} \left(\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_2} \right) - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q_2} &= \tau_2 \end{aligned} \quad (4.13)$$

Al desarrollar las ecuaciones se obtienen las derivadas:

$$\begin{aligned} \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_1} &= I_1 \dot{q}_1 + I_2 [\dot{q}_1 + \dot{q}_2] + (l_{c1}^2 m_1 + l_1^2 m_2) \dot{q}_1 \\ &+ l_{c2}^2 m_2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) + 2l_1 l_{c2} m_2 \dot{q}_1 \cos(q_2) + l_1 l_{c2} \dot{q}_2 \cos(q_2) \\ \frac{d}{dt} \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_1} &= [I_1 + I_2 + l_1^2 m_2 + l_{c1}^2 m_1 + l_{c2}^2 m_2 + 2l_1 l_{c2} m_2 \cos(q_2)] \ddot{q}_1 \\ [I_2 + l_{c2}^2 m_2 + l_1 l_{c2} m_2 \cos(q_2)] \ddot{q}_2 &- l_1 l_{c2} m_2 \sin(q_2) \dot{q}_2^2 \\ &- 2l_1 l_{c2} m_2 \sin(q_2) \dot{q}_1 \dot{q}_2 \end{aligned} \quad (4.14)$$

Las ecuaciones dinámicas del robot son:

$$\begin{aligned} \tau_1 &= [I_1 + I_2 + l_1^2 m_2 + l_{c2}^2 m_2 + 2l_1 l_{c2} m_2 \cos(q_2)] \ddot{q}_1 \\ &[I_2 + l_{c2}^2 m_2 + l_1 l_{c2} m_2 \cos(q_2)] \ddot{q}_2 - l_1 l_{c2} m_2 \sin(q_2) \dot{q}_2^2 \\ &2l_1 l_{c2} m_2 \sin(q_2) \dot{q}_1 \dot{q}_2 + [m_1 l_{c1} + m_2 l_1] g \sin(q_1) + m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \end{aligned} \quad (4.15)$$

$$\begin{aligned} \tau_2 &= (I_2 + m_2 l_{c2}^2) (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) \ddot{q}_1 + m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_1^2 \\ &+ m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \end{aligned} \quad (4.16)$$

El modelo en forma matricial es:

$$\begin{aligned} \tau &= M(q) \ddot{q} + C(q, \dot{q}) \dot{q} + g(q) \\ \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} M_{11}(q) & M_{12}(q) \\ M_{21}(q) & M_{22}(q) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11}(q, \dot{q}) & C_{12}(q, \dot{q}) \\ C_{21}(q, \dot{q}) & C_{22}(q, \dot{q}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} g_1(q) \\ g_2(q) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.17)$$

donde M es la matriz de inercia, C es la matriz de coriolis, g es el vector de fuerzas gravitacionales y τ son las fuerzas de los actuadores. Además los elementos de las matrices

M y C son:

$$\begin{aligned}
 M_{11}(q) &= I_1 + I_2 + l_1^2 m_2 + l_{c1}^2 m_1 + l_{c2}^2 m_2 + 2l_1 l_{c2} m_2 \cos(q_2) \\
 M_{12}(q) &= I_2 + l_{c2}^2 m_2 + l_{c2}^2 m_2 + l_1 l_{c2} m_2 \cos(q_2) \\
 M_{21}(q) &= I_2 + l_{c2}^2 m_2 + l_{c2}^2 m_2 + l_1 l_{c2} m_2 \cos(q_2) \\
 M_{22}(q) &= I_2 + m_2 l_{c2}^2 \\
 C_{11}(q, \dot{q}) &= -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \\
 C_{12}(q, \dot{q}) &= -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) [\dot{q}_1 + \dot{q}_2] \\
 C_{21}(q, \dot{q}) &= m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_1 \\
 C_{22}(q, \dot{q}) &= 0 \\
 g_1(q) &= [m_1 l_{c1} + m_2 l_1] g \sin(q_1) + m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \\
 g_2(q) &= m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2)
 \end{aligned} \tag{4.18}$$

Modelo considerando articulaciones elásticas

Se consideran articulaciones elásticas, que permiten comodidad en la realización de ejercicios y la posibilidad de sensor la intención humana. Debido a que los actuadores transmiten el movimiento por medio de engranes que no son totalmente rígidos, se da el modelado con articulaciones elásticas.

En [22] el Dr Rosales-Lenguas, representa una articulación elástica utilizando el color amarillo para el motor y el color azul para la carga del eslabón, la posición angular del rotor del motor se denota por q_m y la posición angular del eslabón delante del engrane elástico es q_e como se observa en la Figura 4.2.

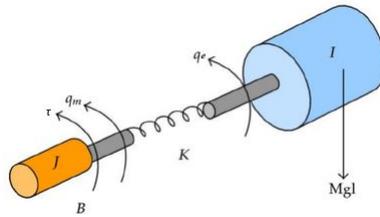


Figura 4.2: Articulación elástica [22]

CAPÍTULO 4. CONTROL AUTOMÁTICO

Considerando a la elasticidad en el exoesqueleto con $n = 2$, se tienen $2n$ grados de libertad. Las coordenadas generalizadas son $[q_e^T \ q_m^T]$ donde $q_e = [q_{e1} \ q_{e2}]^T$ son las posiciones angulares de los eslabones 1 y 2, y $q_m = [q_{m1} \ q_{m2}]^T$ son las posiciones angulares de los motores 1 y 2. La energía cinética considerando articulaciones elásticas es la suma de la energía cinética de los eslabones y de los rotores:

$$k(q_e, \dot{q}_e, \dot{q}_m) = \frac{1}{2} \dot{q}_e^T M(q_e) \dot{q}_e + \frac{1}{2} \dot{q}_m^T J \dot{q}_m \quad (4.19)$$

donde $M(q_e)$ es la matriz de inercia del robot rígido (considerando un valor de rigidez infinito $k_i \rightarrow \infty$), y J es una matriz diagonal definida positiva con los valores en la diagonal iguales al producto de los momentos de inercia de los rotores y el cuadrado de la relación de transmisión de los engranes:

$$J = \begin{bmatrix} J_1 r_1^2 & 0 \\ 0 & J_2 r_2^2 \end{bmatrix} \quad (4.20)$$

La energía potencial es la suma de la energía gravitacional y la almacenada en los resortes torsionales:

$$U(q_e, q_m) = U_1(q_e) + \frac{1}{2} [q_e - q_m]^T K [q_e - q_m] \quad (4.21)$$

donde $U_1(q_e)$ es la energía debido a la gravedad considerando el robot con articulaciones rígidas. La matriz K es la diagonal definida positiva con las constantes de torsión en la diagonal definida como:

$$K = \begin{bmatrix} k_1 & 0 \\ 0 & k_2 \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

El lagrangiano considerando las articulaciones elásticas es:

$$L(q_e, q_m, \dot{q}_e, \dot{q}_m) = \frac{1}{2} \dot{q}_e^T M(q_e) \dot{q}_e + \frac{1}{2} \dot{q}_m^T J \dot{q}_m - U_1(q_e) + \frac{1}{2} [q_e - q_m]^T K [q_e - q_m] \quad (4.23)$$

Las ecuaciones de movimiento obtenidas son:

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial \dot{q}_e} \left[\frac{1}{2} \dot{q}_e^T M(q_e) \dot{q}_e \right] \\ \frac{\partial}{\partial \dot{q}_m} \left[\frac{1}{2} \dot{q}_m^T J \dot{q}_m \right] \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial q_e} \left[\frac{1}{2} \dot{q}_e^T M(q_e) \dot{q}_e - U_1(q_e) - \frac{1}{2} [q_e - q_m]^T K [q_e - q_m] \right] \\ \frac{\partial}{\partial q_m} \left[-\frac{1}{2} [q_e - q_m]^T K [q_e - q_m] \right] \end{bmatrix} \\ = \begin{bmatrix} 0 \\ \tau \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.24)$$

CAPÍTULO 4. CONTROL AUTOMÁTICO

Se considera la siguiente notación para simplificar las ecuaciones de movimiento

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial}{\partial \dot{q}_e} \left[\frac{1}{2} \dot{q}_e^T M(q_e) \dot{q}_e \right] &= M(q_e) \dot{q}_e \\
 \frac{d}{dt} \left[\frac{\partial}{\partial \dot{q}_e} \left[\frac{1}{2} \dot{q}_e^T M(q_e) \dot{q}_e \right] \right] &= M(q_e) \ddot{q}_e + \dot{M}(q_e) \dot{q}_e \\
 \dot{M}(q_e) \dot{q}_e - \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial q_e} [\dot{q}_e^T M(q_e) \dot{q}_e] &= C(q_e, \dot{q}_e) \dot{q}_e \\
 \frac{\partial}{\partial q_e} U(q_e) &= g(q_e) \\
 \frac{\partial}{\partial \dot{q}_m} \left[-\frac{1}{2} [q_e - q_m]^T K [q_e - q_m] \right] &= K [q_e - q_m]
 \end{aligned} \tag{4.25}$$

Se obtiene:

$$\begin{aligned}
 M(q_e) \ddot{q}_e + C(q_e, \dot{q}_e) \dot{q}_e + g(q_e) + K [q_e - q_m] &= 0 \\
 J \ddot{q}_m - K [q_e - q_m] &= \tau
 \end{aligned} \tag{4.26}$$

Al considerar la fricción viscosa en los motores, el modelo considerando articulaciones flexibles queda como:

$$\begin{aligned}
 M(q_e) \ddot{q}_e + C(q_e, \dot{q}_e) \dot{q}_e + g(q_e) + K [q_e - q_m] &= 0 \\
 J \ddot{q}_m + B \dot{q}_m - K [q_e - q_m] &= \tau
 \end{aligned} \tag{4.27}$$

donde B es una matriz diagonal definida positiva y sus valores con los parámetros de fricción viscosa de cada motor $B = \text{diag}\{b_1, b_2\}$.

El modelo en su forma estándar y considerando el vector de estados $[q_e^T, q_m^T, \dot{q}_e^T, \dot{q}_m^T]$ es:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} q_e \\ q_m \\ \dot{q}_e \\ \dot{q}_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_e \\ \dot{q}_m \\ M^{-1}(q_e) [-C(q_e, \dot{q}_e) \dot{q}_e - g(q_e) - K [q_e - q_m]] \\ J^{-1} [\tau - B \dot{q}_m + K [q_e - q_m]] \end{bmatrix} \tag{4.28}$$

4.2. Trayectorias de movimiento

Las trayectorias de movimiento de cada articulación son obtenidas mediante el análisis de video de las tres rutinas de movimiento: sentado a parado, parado a sentado y parado a marcha. Se colocan marcadores en las articulaciones para obtener las posiciones angulares. En la Figura 4.3 se observan las imágenes de video de las cuatro fases del ciclo de sentado a parado (A-Inicio, B-Inclinación, C-Elevación y D-Estabilización) y sus respectivos marcadores.

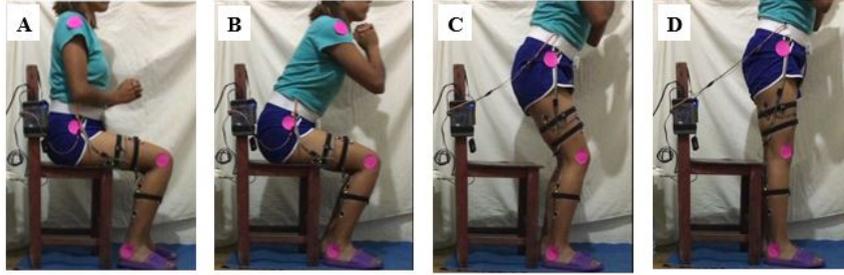


Figura 4.3: Análisis de video para la obtención de trayectorias del ciclo de sentado a parado

Las trayectorias angulares son generadas por medio del método de aproximación de polinomios trigonométricos dado por:

$$q_{di}(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^n (a_{ik} \cos(k\omega_i t) + b_{ik} \sin(\omega_i kt)), \quad i = 2 \quad (4.29)$$

donde q_{di} es la trayectoria de la i -ésima articulación, ω_i es la frecuencia angular de la i -ésima articulación y n es el grado del polinomio. La frecuencia angular está definida como $\omega_i = 2\pi/T_i$, con periodo $T_i \in R^+$. Las trayectorias deseadas correspondientes a la articulación de la cadera y de la rodilla son denotadas por q_{d1} y q_{d2} respectivamente.

A continuación se presentan las trayectorias angulares obtenidas para las rutinas sentado a parado, parado a sentado y parado a caminar, denotadas por q_{dSTS} , q_{dSTA} y q_{dSW} respectivamente. Se considera un periodo $T_i = \pi$ por lo que $\omega_i = 1$ para $i = 1, 2$ (el periodo T_i puede ser elegido como convenga); además se elige el orden del polinomio como $n = 8$.

CAPÍTULO 4. CONTROL AUTOMÁTICO

Trayectorias de sentado a parado

$$\begin{aligned}
 q_{d1STS}(t) = & -22,35 - 3,66\cos(\omega t) - 0,68\cos(2\omega t) - 0,32\cos(3\omega t) - 0,26\cos(4\omega t) \\
 & - 0,13\cos(5\omega t) - 0,26\cos(6\omega t) - 0,09\cos(7\omega t) - 0,27\cos(8\omega t) \\
 & - 19,31\sin(1\omega t) - 8,77\sin(2\omega t) - 5,64\sin(3\omega t) - 3,9\sin(4\omega t) \\
 & - 3,39\sin(5\omega t) - 2,65\sin(6\omega t) - 2,29\sin(7\omega t) - 1,98\sin(8\omega t)
 \end{aligned} \tag{4.30}$$

$$\begin{aligned}
 q_{d2STS}(t) = & -34,48 - 3,17\cos(\omega t) - 0,36\cos(2\omega t) - 0,52\cos(3\omega t) - 0,47\cos(4\omega t) \\
 & - 0,23\cos(5\omega t) - 0,67\cos(6\omega t) + 0,13\cos(7\omega t) - 0,5\cos(8\omega t) \\
 & - 29,08\sin(1\omega t) - 12,31\sin(2\omega t) - 7,62\sin(3\omega t) - 5,34\sin(4\omega t) \\
 & - 4,69\sin(5\omega t) - 3,8\sin(6\omega t) - 3,2\sin(7\omega t) - 2,9\sin(8\omega t)
 \end{aligned} \tag{4.31}$$

Trayectorias de parado a sentado

$$\begin{aligned}
 q_{d1STA}(t) = & -22,35 - 3,05\cos(\omega t) - 0,12\cos(2\omega t) + 0,21\cos(3\omega t) + 0,23\cos(4\omega t) \\
 & + 0,41\cos(5\omega t) + 0,24\cos(6\omega t) + 0,41\cos(7\omega t) + 0,23\cos(8\omega t) \\
 & + 19,42\sin(1\omega t) + 8,79\sin(2\omega t) + 5,64\sin(3\omega t) + 3,9\sin(4\omega t) \\
 & + 3,37\sin(5\omega t) + 2,65\sin(6\omega t) + 2,25\sin(7\omega t) + 1,99\sin(8\omega t)
 \end{aligned} \tag{4.32}$$

$$\begin{aligned}
 q_{d2STA}(t) = & -34,48 - 2,26\cos(\omega t) + 0,42\cos(2\omega t) + 0,2\cos(3\omega t) + 0,2\cos(4\omega t) \\
 & + 0,51\cos(5\omega t) + 0,05\cos(6\omega t) + 0,83\cos(7\omega t) + 0,24\cos(8\omega t) \\
 & + 29,16\sin(1\omega t) + 12,31\sin(2\omega t) + 7,64\sin(3\omega t) + 5,36\sin(4\omega t) \\
 & + 4,66\sin(5\omega t) + 3,86\sin(6\omega t) + 3,1\sin(7\omega t) + 2,94\sin(8\omega t)
 \end{aligned} \tag{4.33}$$

Trayectorias de parado a caminar

$$\begin{aligned}
 q_{d1SW}(t) = & -8,29 + 21,19\cos(\omega t) + 0,83\cos(2\omega t) - 1,01\cos(3\omega t) + 0,01\cos(4\omega t) \\
 & + 0,25\cos(5\omega t) + 0,24\cos(6\omega t) - 0,35\cos(7\omega t) + 0,05\cos(8\omega t) \\
 & - 8,43\sin(1\omega t) + 6,89\sin(2\omega t) + 1,95\sin(3\omega t) - 1,07\sin(4\omega t) \\
 & + 0,8\sin(5\omega t) + 0,77\sin(6\omega t) + 0,6\sin(7\omega t) - 0,22\sin(8\omega t)
 \end{aligned} \tag{4.34}$$

$$\begin{aligned}
 q_{d2SW}(t) = & -26,575 - 3,24\cos(\omega t) + 14,12\cos(2\omega t) - 2,1\cos(3\omega t) - 1,02\cos(4\omega t) \\
 & - 0,06\cos(5\omega t) + 0,68\cos(6\omega t) - 0,27\cos(7\omega t) + 0,07\cos(8\omega t) \\
 & - 30,54\sin(1\omega t) + 3,13\sin(2\omega t) + 9,27\sin(3\omega t) - 0,99\sin(4\omega t) \\
 & + 1,43\sin(5\omega t) + 1,27\sin(6\omega t) + 1,12\sin(7\omega t) + 0,59\sin(8\omega t)
 \end{aligned} \tag{4.35}$$

CAPÍTULO 4. CONTROL AUTOMÁTICO

En la figura 4.4 se muestran las trayectorias de movimiento obtenidas para las articulaciones de la cadera y la rodilla q_1 y q_2 de las tres rutinas de movimiento que serán ejecutadas por el exoesqueleto.

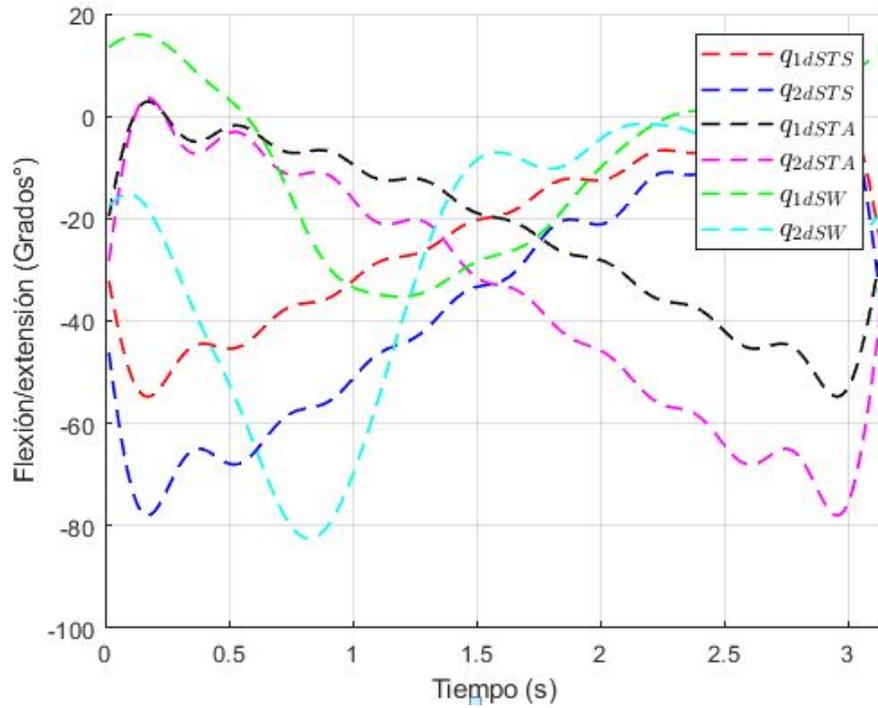


Figura 4.4: Trayectorias de movimiento

4.3. Control por backstepping

El control del exoesqueleto por backstepping es el desarrollado en la UMI-LAFMIA CINVESTAV por Rosales-Luengas et. al [22], el cual se describe a continuación. Se eligen como variables de estados a $x_1 = q_m$ y $x_2 = \dot{q}_m$ y el sistema dinámico queda como:

$$\begin{aligned} Kx_1 &= M(q_e)\ddot{q}_e + C(q_e, \dot{q}_e)\dot{q}_e + g(q_e) + Kq_e \\ \dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= J^{-1}\tau - J^{-1}K(x_1 - q_e) - J^{-1}Bx_2 \end{aligned} \quad (4.36)$$

Para obtener la ley de control se tienen las siguientes consideraciones. El sistema se considera como una cascada de la dinámica de los eslabones del robot y la dinámica de los eslabones de los motores.

La dinámica de los eslabones es actuada por los ángulos de los motores q_m a través de las articulaciones flexibles, la dinámica de los motores es actuada por los torque de los motores τ . La ley de control se calcula de manera tal que la posición y la velocidad de los eslabones tiendan a cero de manera exponencial cuando el tiempo tiende a infinito.

Siguiendo con la metodología del backstepping, inicialmente se considera a x_1 como la entrada de la primera ecuación de (4.36) y se propone una ley de control x_1^{des} para x_1 como:

$$x_1^{des} = q_e + K^{-1}[M(q_e)\dot{V} + C(q_e, \dot{q}_e)v + g(q_e) - K_d r] \quad (4.37)$$

donde $K_d > 0 \in R^n$, $v = \dot{q}_e^{des} - \lambda_1 \tilde{q}_e$, $\tilde{q}_e = q_e - q_e^{des}$, $r = q_e - v$ y $\lambda_1 > 0 \in R^n$.

Se define una nueva variable $z_1 = x_1 - x_1^{des}$ y al sustituir en la primera ecuación de (4.36) se tiene:

$$Kz_1 = M(q_e)\dot{q}\dot{r} + C(q_e, \dot{q}_e)r + K_d r \quad (4.38)$$

Se elige la función candidata de Lyapunov como:

$$V_1 = \frac{1}{2}r^T M(q_e)r \quad (4.39)$$

La derivada a los largo de las trayectorias del sistema es:

$$\dot{V}_1 = \frac{1}{2}r^T \dot{M}(q_e)r + r^T M(q_e)\dot{r} = -r^T K_d r + rKz_1 \quad (4.40)$$

Si $z_1 = 0$, entonces $\dot{V}_1 < 0$ y r tiende a cero cuando t tiene a infinito y como $r = \dot{\tilde{q}} + \lambda_1 \tilde{q}$ con función de transferencia $1/s + \lambda_1$ es estable y de fase mínima, entonces $\dot{\tilde{q}}$ y \tilde{q} tienden a

CAPÍTULO 4. CONTROL AUTOMÁTICO

cero cuando t tiende a infinito.

Como segundo paso se considera x_2 como la entrada de la segunda ecuación de (4.36). Se deriva z_1 como $\dot{z}_1 = \dot{x}_1 - \dot{x}_1^{des}$, definiendo $\rho_1 = \dot{x}_1^{des}$ entonces $\dot{z}_1 = \dot{x}_1 - \rho_1$. Se propone una ley de control x_2^{des} para x_2 como:

$$x_2^{des} = -r - \lambda_2 z_1 + \rho_1 \quad (4.41)$$

Se define $z_2 = x_2 - x_2^{des}$, al despejar x_2 y sustituir en la segunda ecuación de 4.36 se tiene:

$$\dot{z}_1 = z_2 - r - \lambda_2 z_1 \quad (4.42)$$

Se elige la función candidata de Lyapunov como:

$$V_2 = V_1 + \frac{1}{2} z_1^T K z_1 \quad (4.43)$$

La derivada a lo largo de las trayectorias del sistema es:

$$\dot{V}_2 = \dot{V}_1 + z_1 K z_1 = -r^T K_d r - z_1^T K \lambda_2 z_1 + z_1^T K z_2 \quad (4.44)$$

Si $z_2 = 0$, entonces $\dot{V}_2 < 0$, además r Y z_1 tienden a cero cuando t tiende a infinito, entonces x_1 tiende a x_1^{des} .

Finalmente, se obtiene τ que es la entrada de control de la tercera ecuación en (4.36), se deriva z_2 y se tiene:

$$\dot{z}_2 = J^{-1} \tau - J^{-1} K (x_1 - q_e) - J^{-1} B x_2 - \rho_2 \quad (4.45)$$

Para estabilizar la tercera ecuación de 4.36, la ley de control se elige como:

$$\tau = -z_1 - \lambda_3 z_2 + K (x_1 - q_e) + B x_2 + J \rho_2 \quad (4.46)$$

Se elige la función candidata de Lyapunov como:

$$\dot{V}_3 = \dot{V}_2 + \frac{1}{2} z_2^T K J z_2 \quad (4.47)$$

La derivada a lo largo de las trayectorias del sistema es:

$$\dot{V}_3 = \dot{V}_2 + \frac{1}{2} z_2^T K J z_2 \quad (4.48)$$

Considerando (4.46) la derivada de la función candidata de Lyapunov tenemos:

$$\dot{V}_3 = -r^T K_d r - z_1^T K \lambda_2 z_1 - z_2^T K \lambda_3 z_2 \leq 0 \quad (4.49)$$

Se garantiza que los puntos de equilibrio $r = 0$, $z_1 = 0$, $z_2 = 0$ son exponencialmente estables y se asegura que \dot{q} y \tilde{q} tienden a cero de manera asintótica cuando t tiende a infinito.

Capítulo 5

RESULTADOS NUMÉRICOS

En este capítulo se presentan los resultados del algoritmo de identificación de intención de movimiento, las señales obtenidas de las tres intenciones de movimiento son descritas, los resultados del clasificador se presentan en una matriz de confusión y las métricas de la matriz de confusión son obtenidas para evaluar el desempeño del clasificador.

Además, se presentan los resultados numéricos de la implementación del control de la sección 4.3 para el seguimiento de trayectorias de los tres movimientos del exoesqueleto.

5.1. Implementación del algoritmo de identificación

El algoritmo de detección de intención de movimiento se realiza y se prueba fuera de línea con las señales obtenidas de los sensores sEMG (Electromiografía Superficial) y FGR (Fuerza de reacción de suelo) del sistema descrito en la sección 3.1. La base de datos contiene señales de 10 segundos de duración obtenidas de un sujeto sano femenino. Una cantidad de 10 registros de las señales sEMG y FRG son realizados, con una frecuencia de muestreo de 1 KHz, de los tres movimientos: sentado a parado, parado a sentado y parado a marcha. Las señales sEMG son leídas del miembro inferior derecho de un sujeto femenino sano, mientras que las señales FGR son leídas de ambos pies.

Un registro del movimiento de sentado a parado se muestra en la Figura 5.1, y los cuatro canales de las señales sEMG correspondientes a los cuatro músculos se presentan en los siguientes colores: el Recto femoral (RF) en color rojo, el Bíceps Femoral (BF) en color azul, el Tibial anterior (TA) en color verde y el Gastrocnemio (Gas) en color magenta. Además, las señales FRG de los cuatro sensores se denotan como sigue: el sensor

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

en la posición Izquierda Anterior como Izq. ant, en la posición Izquierda Posterior como Izq. post, en la posición Derecha anterior como Der. ant y en la Derecha Posterior como Der. post. En la Figura 5.2 se muestra un registro de las señales FRG del movimiento de sentado a parado

En la Figura 5.1 se observa que en el segundo 1, las señales sEMG de los músculos comienzan a incrementar su amplitud. Las amplitudes de las señales de los músculos Gastrocnemio (GAS), Tibial Anterior (TA) y Bíceps Femoral (BF) incrementan debido a la contracción muscular indicando la intención de movimiento.

El Recto Femoral se contrae para extender la rodilla y el Gastrocnemio se contrae para la flexión plantar, se observa que el Tibial anterior también se contrae, lo cual correspondería con el trabajo del músculo para mantener al sujeto en bipedestación relajada.

Las señales FGR de los 4 sensores correspondientes con el movimiento de sentado a parado

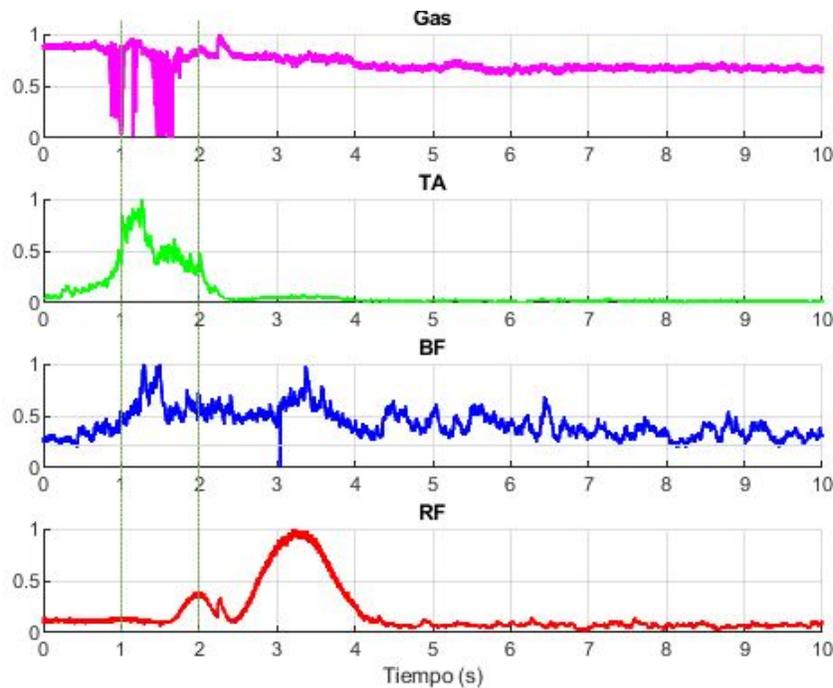


Figura 5.1: Señales electromiográficas obtenidas del movimiento de sentado a parado

se muestran en la Figura 5.2, y en el segundo 1 los sensores de reacción del suelo de la parte anterior de ambos pies (Izquierdo anterior- Izq. ant. y Der. ant.) se activa indicando

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

el aumento de presión para impulsar al cuerpo hacia arriba y adelante; posteriormente en el segundo 2 se activan los sensores de reacción del suelo posteriores de ambos pies (Izq. post. y Der. post.) indicando el inicio del apoyo de la parte posterior de ambos pies. Al final del movimiento, en la posición final ambos pies estarán apoyados, por lo cual los cuatro sensores estarán activados indicando la presión de ambas plantas de los pies en la posición de bipedestación relajada. Se observa en la Figura 5.3 que en el tiempo de 0.5

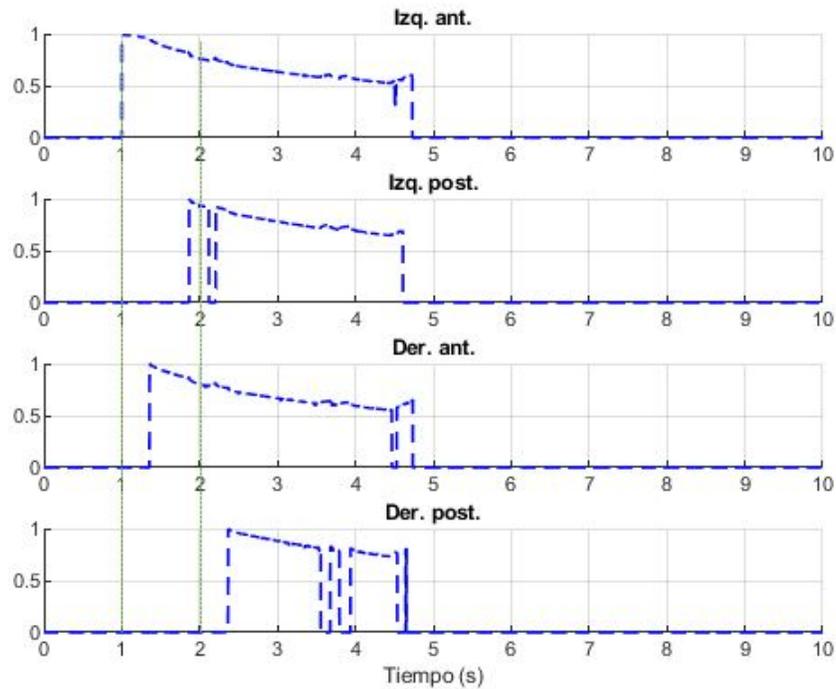


Figura 5.2: Señales FRG del movimiento de sentado a parado

segundos, las señales sEMG de los músculos Tibial Anterior (TA) y Bíceps Femoral (BF) comienzan a incrementar su amplitud debido a la contracción muscular indicando la intención de movimiento.

El Bíceps Femoral se contrae para la flexionar la rodilla y el Tibial Anterior se contrae para realizar la dorsiflexión, ambas contracciones permiten la flexión de la extremidad para realizar el movimiento de parado a sentado. El gastrocnemio se contrae en la última parte del movimiento indicando la flexión final de la rodilla cuando el sujeto llega a la silla.

En la Figura 5.4 se muestran las señales FGR de los 4 sensores correspondientes con

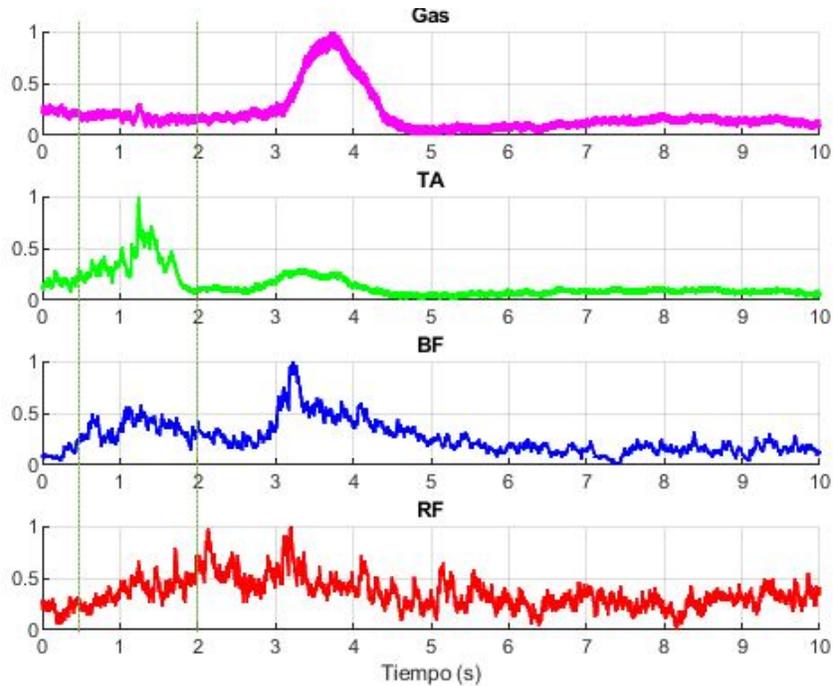


Figura 5.3: Señales electromiográficas obtenidas del movimiento de parado a sentado

el movimiento de parado a sentado. Se puede observar que en los primeros segundos de la lectura, cuando el sujeto se encuentra en posición de bipedestación relajada los sensores fuerza de reacción del suelo están activos debido a que el sujeto se encuentra apoyando la planta completa de ambos pies.

Una vez que el sujeto llega a la silla, se desactivan los sensores de la parte anterior de ambos pies (Izq. ant y Der. ant) porque el sujeto apoya el peso sobre talones. Una vez que el sujeto se encuentra sentado sobre la silla el peso en la parte posterior disminuye por lo cual la amplitud de las señales FGR en la parte posterior de ambos pies decrece (Izq. post y Der. post.).

En la Figura 5.5 las señales sEMG de los músculos comienzan a incrementar de amplitud en el segundo 4. Las amplitudes de las señales de los músculos Gastrocnemio (GAS) y Bíceps Femoral (BF) incrementan debido a la contracción muscular indicando flexión en la rodilla, movimiento que es necesario para elevar la pierna e iniciar la marcha.

Aproximadamente medio segundo después se incrementa la amplitud del Tibial Anterior, indicando la contracción del músculo debido a que se realiza la dorsiflexión. Estas contracciones musculares marcan el inicio del movimiento de estar parado en posición erguida a

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

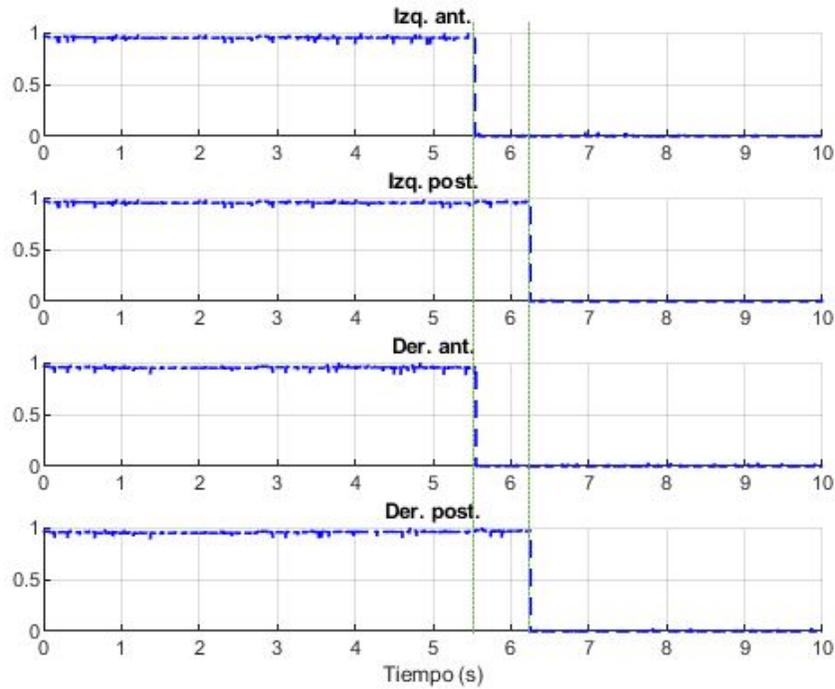


Figura 5.4: Señales FRG del movimiento de parado a sentado

iniciar la marcha.

En la Figura 5.6 las señales FGR de los 4 sensores correspondientes al movimiento de parado a marcha, se observa que las señales del pie izquierdo se mantienen activadas debido a que se realiza la prueba iniciando la marcha con el pie derecho. Es decir, se observa que al inicio del movimiento cuando el sujeto se encuentra en posición de bipedestación relajada, los cuatro sensores se encuentran activos pues ambos pies están apoyados cargando el peso. Cuando el pie derecho inicia la marcha el sensor derecho posterior (Der. post) deja de estar activo pues se despega el talón, posteriormente se desactiva el sensor derecho anterior cuando se despega de la parte anterior del pie como se aprecia. El despegue de la parte posterior del pie derecho ocurre aproximadamente en el segundo 4 en concordancia con la activación de las señales sEMG, lo cual marca el inicio del movimiento de marcha.

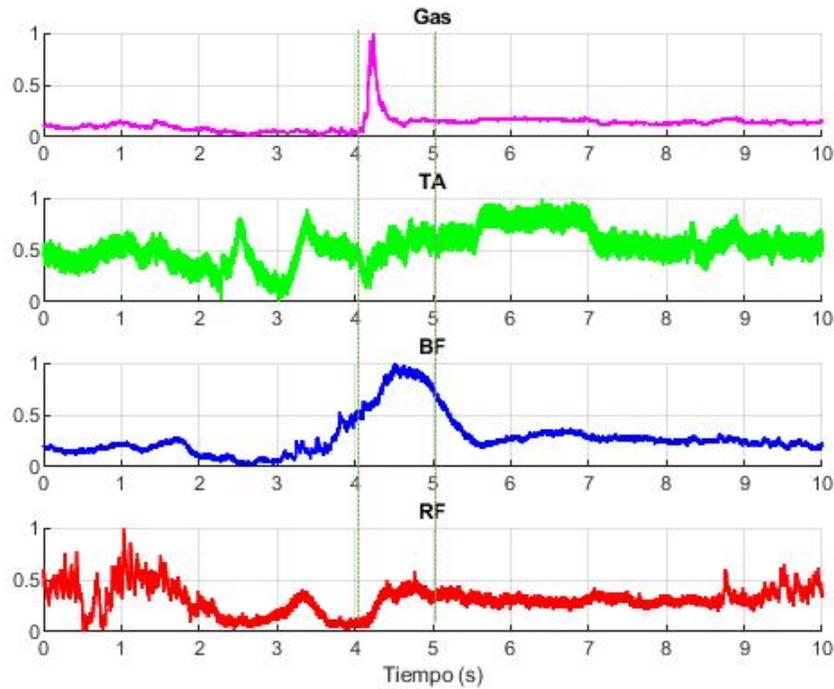


Figura 5.5: Señales electromiográficas obtenidas del movimiento de parado a caminar

Detección por umbralización de señales

El método de detección por umbralización de señales utiliza la descripción fisiológica de las señales sEMG de los músculos y física de los sensores FRG que se encuentra en la sección 3.2.1.

Se realiza la clasificación de 3 clases correspondientes a los movimientos de Sentado a Parado (STS), Parado a Sentado (STA) y Parado a Marcha (SW). Se utilizan 10 ensayos de cada uno de los tres movimientos para prueba de clasificación.

La Tabla 5.2 muestra los porcentajes de identificación de las tres rutinas de movimiento. Los porcentajes de identificación correcta son: 90 % para el movimiento de Sentado a Parado (STS), 80 % para el movimiento de Parado a Sentado (STA) y 100 % para el movimiento Parado a Marcha (SW).

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

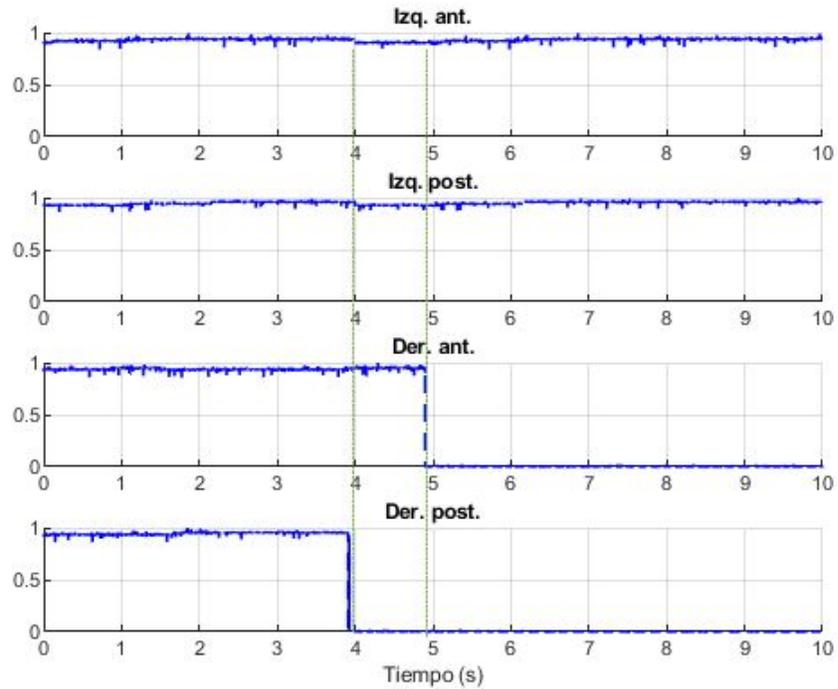


Figura 5.6: Señales FRG del movimiento de de parado a caminar

La matriz de confusión del desempeño del clasificador se presenta, la cual es una herramienta para evaluar el desempeño del algoritmo de clasificación a partir de un conteo de los aciertos y errores de las tres clases que se tienen en el clasificador (clase STS, clase STA y clase SW).

En la Tabla 5.2 se presentan los parámetros de la matriz de confusión para el caso del clasificador desarrollado. En dicha Tabla se tiene que:

- $VSTS$ es el número de predicciones correctas de la clase STS (verdaderos positivos de la clase STS)

Porcentajes identificación	STS	STA	SW
% correcta	90 %	80 %	100 %
% incorrecta	10 %	20 %	0 %

Tabla 5.1: Porcentajes de identificación

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

- $VSTA$ es el número de predicciones correctas de la clase STA (verdaderos positivos de la clase STA)
- VSW es el número de predicciones correctas de la clase SW (verdaderos positivos de la clase SW)
- $FSTS_1$ es el número de predicciones incorrectas de la clase STA como clase STS, es decir la predicción es clase STS cuando realmente tendría que ser clase STA
- $FSTA_1$ es el número de predicciones incorrectas de la clase STS como clase STA, la predicción es clase STA cuando realmente tendría que ser clase STS
- FSW_1 es el número de predicciones incorrectas de la clase STS como clase STW
- $FSTS_2$ es el número de predicciones incorrectas de la clase STW como clase STS
- $FSTA_2$ es el número de predicciones incorrectas de la clase STW como clase STA
- FSW_2 es el número de predicciones incorrectas de la clase STA como clase STW
- SF_i es la suma de las cantidades en fila i -ésima con $i = 1, 2, 3$
- SC_i es la suma de las cantidades en columna i -ésima con $i = 1, 2, 3$

		Clase Real			Total
		STS	STA	SW	
3*Clase Predicha	STS	$VSTS$	$FSTS_1$	$FSTS_2$	SF_1
	STA	$FSTA_1$	$VSTA$	$FSTA_2$	SF_2
	SW	FSW_1	FSW_2	VSW	SF_3
Total		SC_1	SC_2	SC_3	

Tabla 5.2: Parámetros de Matriz de confusión

Se muestra la matriz de confusión con los valores del clasificador desarrollado en la tabla 5.3. Se tiene como número de predicciones correctas de la clase STS $VSTS$ una cantidad de 9 de los 10 ensayos utilizados. Mientras que se tiene una predicción incorrecta de la clase STS como clase STA y cero predicciones incorrectas de la clase STS como clase SW.

El número de predicciones correctas de la clase STA $VSTA$ es una cantidad de 8 de 10 ensayos utilizados. Mientras que hay 2 predicciones incorrectas de la clase STA como clase

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

STS y cero predicciones incorrectas de la clase STA como clase SW.

Además, el número de predicciones correctas de la clase SW V_{SW} es de 10 de los 10 ensayos utilizados. Mientras que se tienen cero predicciones incorrectas de la clase SW como clase STS y de la clase SW como clase STA. La suma de las cantidades en las filas y las columnas son mostradas en la matriz de confusión.

		Clase Real			Total
		STS	STA	SW	
3*Clase Predicha	STS	9	2	0	11
	STA	1	8	0	9
	SW	0	0	10	10
Total		10	10	10	

Tabla 5.3: Matriz de confusión

Algunas métricas estándar para medir el desempeño del clasificador utilizando los valores de la matriz de confusión se presentan a continuación.

-La **Exactitud** (Accuracy por sus siglas en inglés) es la proporción del número total de predicciones que fueron correctas y se calcula dividiendo el total de las predicciones correctas entre el número total de las predicciones ($TP = V_{STS} + V_{STA} + V_{SW} + F_{STS_1} + F_{STA_1} + F_{SW_1} + F_{STS_2} + F_{STA_2} + F_{SW_2}$):

$$Ac = \frac{V_{STS} + V_{STA} + V_{SW}}{TP} = \frac{27}{30} = 0,9 \quad (5.1)$$

-La **Presición** (Precision por sus siglas en inglés) es la proporción de predicciones que correctas de una clase entre la suma de las clasificaciones correctas e incorrectas. Representa el porcentaje de las predicciones correctas de una clase y es denotado por Pr_n

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

con $n = 1, 2, 3$ correspondiente a cada clase.

$$\begin{aligned}
 Pr_1 &= \frac{VSTS}{VSTS + FSTA_1 + FSW_1} = \frac{9}{10} = 0,9 \\
 Pr_2 &= \frac{VSTA}{VSTA + FSTS_1 + FSW_2} = \frac{8}{10} = 0,8 \\
 Pr_3 &= \frac{VSW}{VSW + FSTS_2 + FSTA_2} = \frac{10}{10} = 1
 \end{aligned} \tag{5.2}$$

-La **Sensibilidad** (Recall por sus siglas en inglés) es la capacidad del clasificador de ser “sensible” a la predicción correcta de los ensayos de una clase. Se obtiene al dividir la cantidad de predicciones correctas de una clase entre la suma del número de predicciones correctas de la clase de interés y el número de predicciones incorrectas de las otras clases que han sido clasificadas dentro de la clase de interés, éste valor es denotado por Rc_n con $n = 1, 2, 3$ que indica cada una de las tres clases.

$$\begin{aligned}
 Rc_1 &= \frac{VSTS}{VSTS + FSTS_1 + FSTS_2} = \frac{9}{11} = 0,8281 \\
 Rc_2 &= \frac{VSTA}{VSTA + FSTA_1 + FSTA_2} = \frac{8}{9} = 0,8889 \\
 Rc_3 &= \frac{VSW}{VSW + FSW_1 + FSW_2} = \frac{10}{10} = 1
 \end{aligned} \tag{5.3}$$

- La **Especificidad** (Specificity por sus siglas en inglés) proporciona una medida de la especificidad del clasificador para la predicción correcta de las clases diferentes a la clase de interés (tambien son llamados valores verdaderos negativos que son los casos negativos que el algoritmo detecta correctamente).

$$\begin{aligned}
 Sp_1 &= \frac{VSTA + VSW}{VSTA + FSTA_1 + FSTA_2 + VSW + FSW_1 + FSW_2} = \frac{18}{19} = 0,9474 \\
 Sp_2 &= \frac{VSTS + VSW}{VSTS + FSTS_1 + FSTS_2 + VSW + FSW_1 + FSW_2} = \frac{19}{21} = 0,9048 \\
 Sp_3 &= \frac{VSTS + VSTA}{VSTS + FSTS_1 + FSTS_2 + VSTA + FSTA_1 + FSTA_2} = \frac{17}{20} = 0,85
 \end{aligned} \tag{5.4}$$

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

Los resultados de las métricas obtenidas son descritos a continuación. La métrica de la exactitud del clasificador da como resultado un valor de 0.9, indicando un buen desempeño general del clasificador. La métrica de la precisión por clase es como sigue: para la clase STS (Sentado a parado) se tiene una precisión de 0.9, en la clase STA (Parado a sentado) se tiene una precisión de 0.8 y en la clase SW (Parado a marcha) se tiene una precisión de 1; siendo éstos valores mayores a 0.8.

La métrica de la sensibilidad por clase es de: 0.8281 para clase STS (Sentado a parado), 0.8889 para la clase STA (Parado a sentado) y 1 para la clase SW (Parado a marcha). Además, la métrica de la especificidad por clase es de: 0.9474 para clase STS (Sentado a parado), 0.9048 para la clase STA (Parado a sentado) y 0.85 para la clase SW (Parado a marcha).

Se observa que los valores de sensibilidad y especificidad son altos, lo cual es deseable para el adecuado funcionamiento del clasificador, siendo los valores obtenidos mayores a 0.8. Se tiene un promedio general de las sensibilidad de las tres clases de 0.9057 y un promedio general de las especificidad de las tres clases de 0.9007.

El número de ensayos es igual para las tres clases, es decir una cantidad de 10, por lo cual las métricas presentadas muestran resultados relevantes para evaluar el desempeño del clasificador sin la necesidad de utilizar otras métricas para distribución no uniforme como es el caso de la métrica F1 score.

Se obtiene que el clasificador proporciona valores altos de precisión que son mayores a 0.8, así como sensibilidad y especificidad altas con promedios que son mayores a 0.9; además se cuenta con una exactitud general de 0.9 del clasificador lo cual indica el buen desempeño del clasificador. Se plantea que el desempeño del clasificador puede incrementar al ingresar un conjunto mayor de señales de prueba al algoritmo. En este trabajo se obtuvo un porcentaje promedio de clasificación correcta del 90 %.

5.2. Implementación del control

La simulación del control aplicado al robot de miembro inferior se realiza en matlab-simulink y se considera el diagrama de la Figura 5.7, el cual contiene los bloques principales: posición deseada, controlador, modelo de los motores y modelo de los eslabones. La posición deseada se ingresa con un vector columna con los valores de las dos articulaciones deseadas q_{d1} y q_{d2} que se crea con una función de Matlab. El bloque del controlador utiliza las ecuaciones (4.37), (4.41) y (4.46) descritas en la sección 4.3. El bloque del modelo está descrito por la ecuación (4.27) de la sección 4.1.

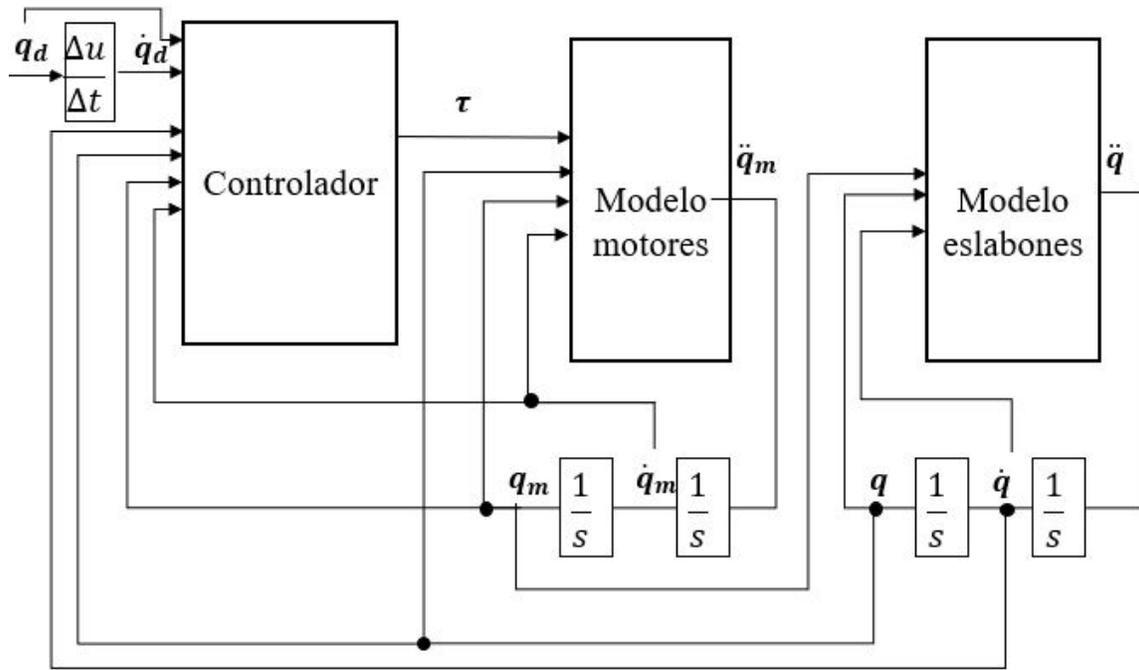


Figura 5.7: Diagrama de la simulación

Se implementa el control para el robot de miembro inferior considerando los parámetros señalados en la Tabla 5.4.

Las condiciones iniciales de las posiciones angulares se eligen como:

$$q_1(0) = 0, \quad q_2(0) = 0 \quad (5.5)$$

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

Tabla 5.4: Parámetros de simulación

Variable	Significado	Valor
m_1	Masa del eslabón 1	0,5 Kg
m_2	Masa del eslabón 1	0,6 Kg
I_1	Momento de inercia del eslabón 1	0,12 Kg m^2
I_2	Momento de inercia del eslabón 2	0,12 Kg m^2
l_1	Longitud del eslabón 1	0.26 m
l_2	Longitud del eslabón 2	0.30 m
l_{c1}	Longitud del centro de masa del eslabón 1	0.026 m
l_{c2}	Longitud del centro de masa del eslabón 2	0.026 m

Las ganancias utilizadas son:

$$\begin{aligned}
 \lambda_1 &= \text{diag}\{10, 10\}, & \lambda_2 &= \text{diag}\{20, 20\}, & \lambda_3 &= \text{diag}\{0, 1, 0, 1\}, \\
 K &= \text{diag}\{7, 7\}, & Kd &= \text{diag}\{1, 1\}
 \end{aligned}
 \tag{5.6}$$

Los resultados del seguimiento de trayectoria se muestran en las Figuras 5.8 y 5.9. En color azul se muestran las trayectorias deseadas, en color negro se muestra la trayectoria de los eslabones y en rojo la trayectoria de los motores. Se muestra el seguimiento para la rutina de movimiento de Sentado a Parado (STS), Parado a Sentado (STA) y Parado a Marcha (SW).

Se observa que las trayectorias de los eslabones q_1 y q_2 tienden a las trayectorias deseadas q_{1d} y q_{2d} y en el caso de las trayectorias de los motores q_{1m} y q_{2m} tienden a la trayectoria deseada con ruido, esto es debido a los resortes considerados en las articulaciones elásticas.

CAPÍTULO 5. RESULTADOS NUMÉRICOS

En el caso de la articulación de la cadera se observa la variación de la posición angular mayor en comparación con la articulación de la rodilla debido a la cantidad de inercia a mover.

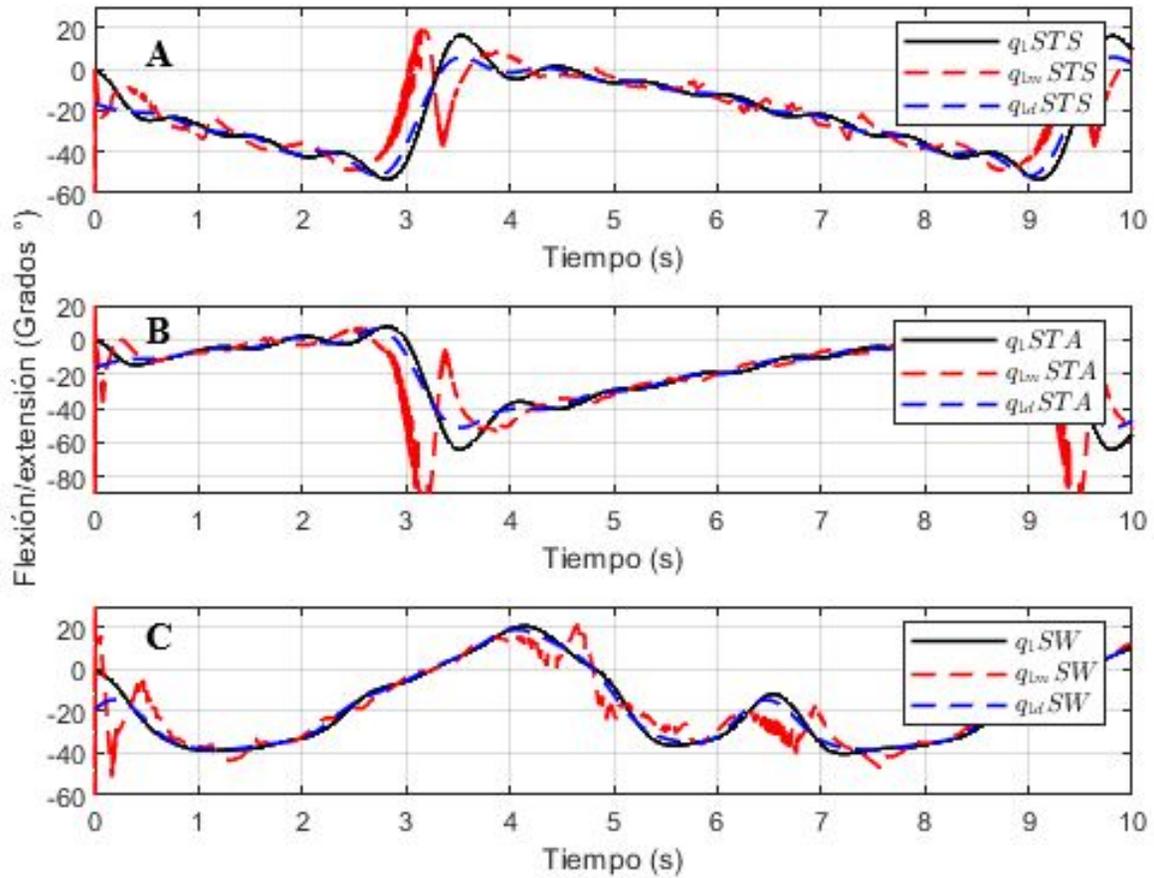


Figura 5.8: Seguimiento de articulación de cadera del movimiento de A) Sentado a Parado (STS), B) Parado a Sentado (STA) y C) Parado a Marcha (SW)

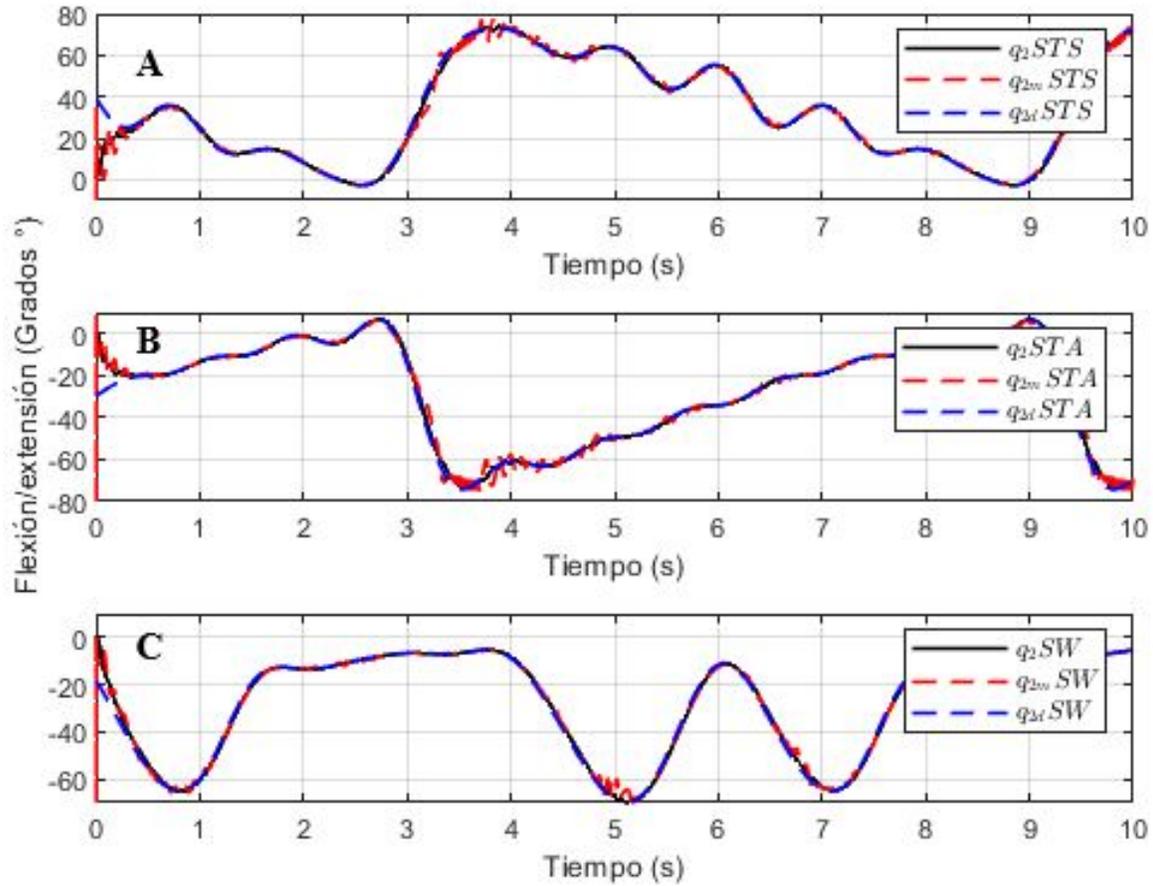


Figura 5.9: Seguimiento de articulación de rodilla del movimiento de A) Sentado a Parado (STS), B) Parado a Sentado (STA) y C) Parado a Marcha (SW)

Los resultados de los errores que son denotados como $e_q = q_d - q$ que es el error de seguimiento de los eslabones y $e_{qm} = q_d - q_m$ que es el error de seguimiento para los motores, estos se calculan para las tres rutinas de movimiento y se muestran en la Figura 5.10 y en la Figura 5.11.

Los errores de seguimiento de los eslabones e_q (en color negro) oscilan alrededor de cero, en el caso de los errores de seguimiento de los motores e_{qm} (en color azul) su valor varía debido al comportamiento de los resortes.

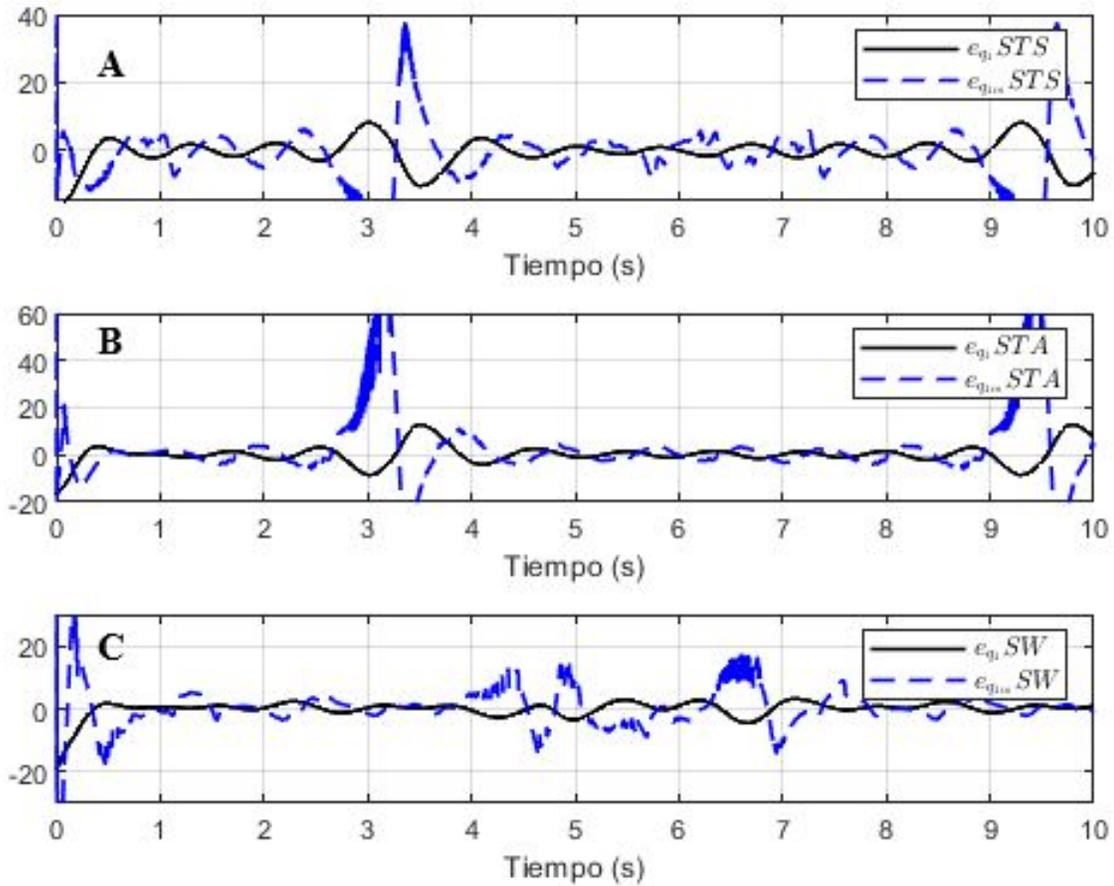


Figura 5.10: Error de seguimiento de articulación de cadera del movimiento de A) Sentado a Parado (STS), B) Parado a Sentado (STA) y C) Parado a Marcha (SW)

En la Figura 5.12 se muestra la simulación del movimiento del modelo CAD; en la Figura 5.12-A se observa la ejecución del movimiento de sentado a parado, en la Figura 5.12-B se observa la ejecución del movimiento de parado a sentado y en la Figura 5.12-C se observa la ejecución del movimiento de parado a caminar. Por lo cual se corrobora el seguimiento adecuado de las trayectorias de movimiento para la ejecución de las tres rutinas de movimiento.

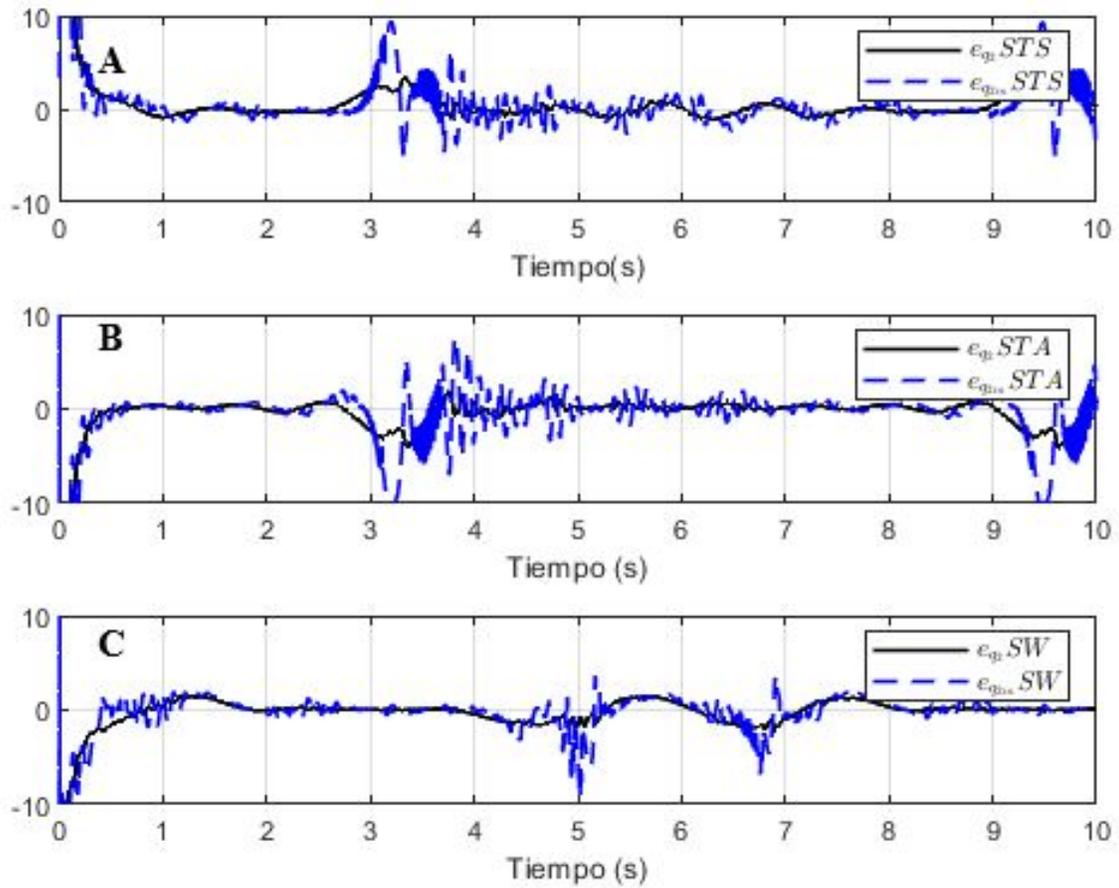


Figura 5.11: Error de seguimiento de articulación de rodilla del movimiento de A) Sentado a Parado (STS), B) Parado a Sentado (STA) y C) Parado a Marcha (SW)

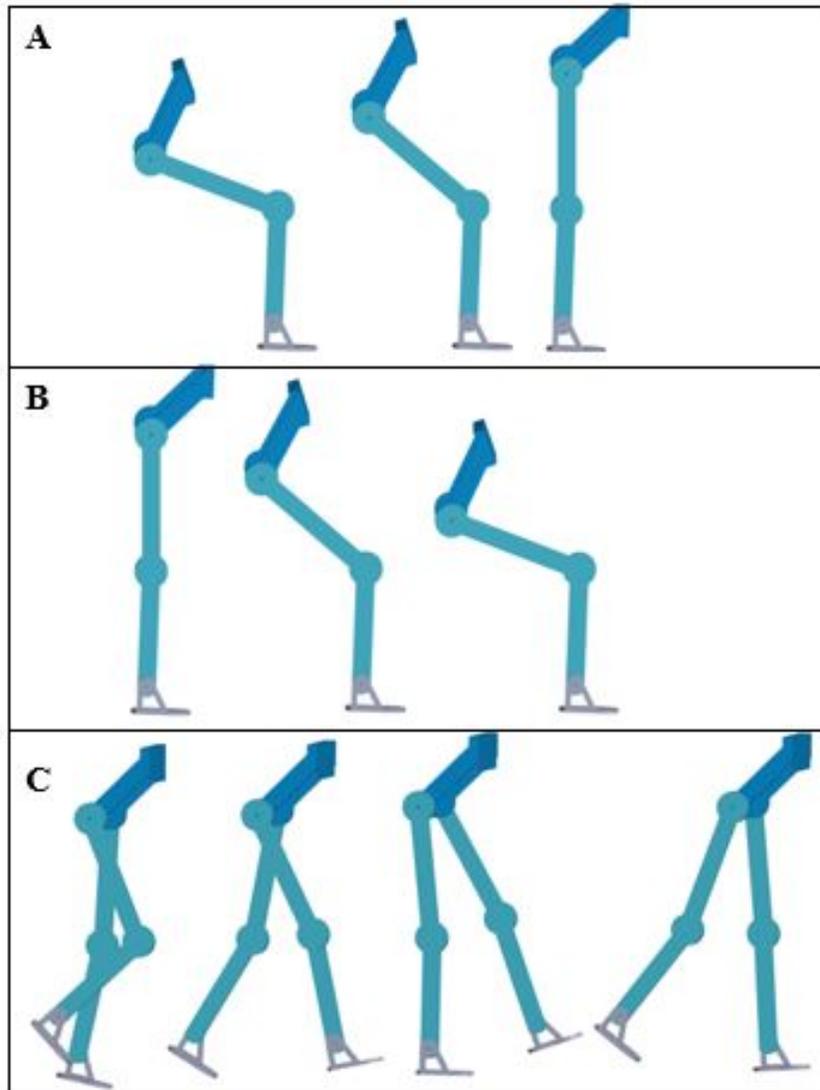


Figura 5.12: Simulación movimiento del modelo CAD, A) Sentado a parado B) Parado a sentado y C) Parado a caminar

Capítulo 6

CONCLUSIONES

Se obtiene un algoritmo de detección de intención de movimiento utilizando sensores de electromiografía y sensores de fuerza de reacción del suelo. Se establecen cuatro músculos cuyas señales son leídas por el sistema de detección: el Bíceps Femoral (BF), el Recto Femoral (RF), el Tibial Anterior (TA) y el Gastrocnemio (GAS). El diseño de la lectura de las fuerzas de Reacción del suelo o baropodometría estableció sensores en la parte anterior y posterior de ambos pies.

El algoritmo de detección de intención de movimiento tiene un desempeño del clasificador del 90 % de clasificación correcta. Además las métricas de desempeño arrojan una precisión promedio de 0.9, una sensibilidad promedio de 0.9057 y una especificidad promedio de 0.9007; dichas métricas son altas lo que indica un buen desempeño del algoritmo de detección. Como trabajo a futuro las señales de prueba del clasificador pueden ser incrementadas para aumentar el desempeño del clasificador.

Las trayectorias de movimiento que se requieren en las articulaciones del exoesqueleto son obtenidas del análisis de movimiento de diferentes videos, éstas son aproximadas por medio de polinomios trigonométricos. Estas trayectorias son utilizadas en la implementación del control del exoesqueleto.

CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES

Con respecto al control, se implementa un control del movimiento en el exoesqueleto y se presentan los resultado numéricos del seguimiento de las trayectorias, así como los errores de seguimiento. La ley de control es obtenida de una metodología de control backstepping. Se obtiene un buen desempeño del control de seguimiento de trayectorias, siendo el error de seguimiento menor en el modelo de los eslabones que en el modelo de los motores que se explica por la dinámica de la uniones elásticas en los motores de dicho modelo.

Como trabajo futuro es importante mencionar que este trabajo se desarrollo para implementarlo en el proyecto del exoesqueleto de marcha Infantil de la UMI LAFMIA.

ANEXOS

A continuación se presentan las características de los componentes utilizados en el desarrollo del sistema de detección de intención de movimiento, primero se describen las características del sensor electromiográfico utilizado en el anexo A, posteriormente las de la tarjeta de desarrollo NI myRIO en el anexo B. En los anexos C y D se muestran las conexiones a la tarjeta de desarrollo.

A. Sensor Myoware

El Sensor MyoWare Muscle es un sensor electromiográfico (EMG) de Advancer Technologies que mide la señal eléctrica de un músculo, la filtra y la rectifica. En la Figura 1 se muestra el diseño del sensor del Myoware la colocación del sensor, el circuito esquemático y distancias de electrodos. Cabe mencionar que el sensor cumple con las características de la *European Concerted Action Surface EMG for noninvasive assessment of muscle* para la lectura de señales electromiográficas superficiales.

Algunas características del sensor son:

- Alimentación: El sensor es alimentado con un voltaje de +3.1 a +6.3 V y cuenta con una protección contra inversión de polaridad. Además, las dimensiones del sensor son de: 0.82" x 2.06"
- Dos tipos de salida: El sensor tiene dos tipos de salida, el primer tipo de salida es la señal sEMG procesada, la cual es la envolvente de la señal rectificada y es la señal utilizada en el presente trabajo. El segundo tipo de salida es la señal sEMG sin procesar, la cual es la señal EMG cruda sin rectificar.
- Diseño tipo montable y expandible a través de shields. El diseño especialmente para microcontroladores, y tiene indicadores LED de alimentación y de señal sEMG;

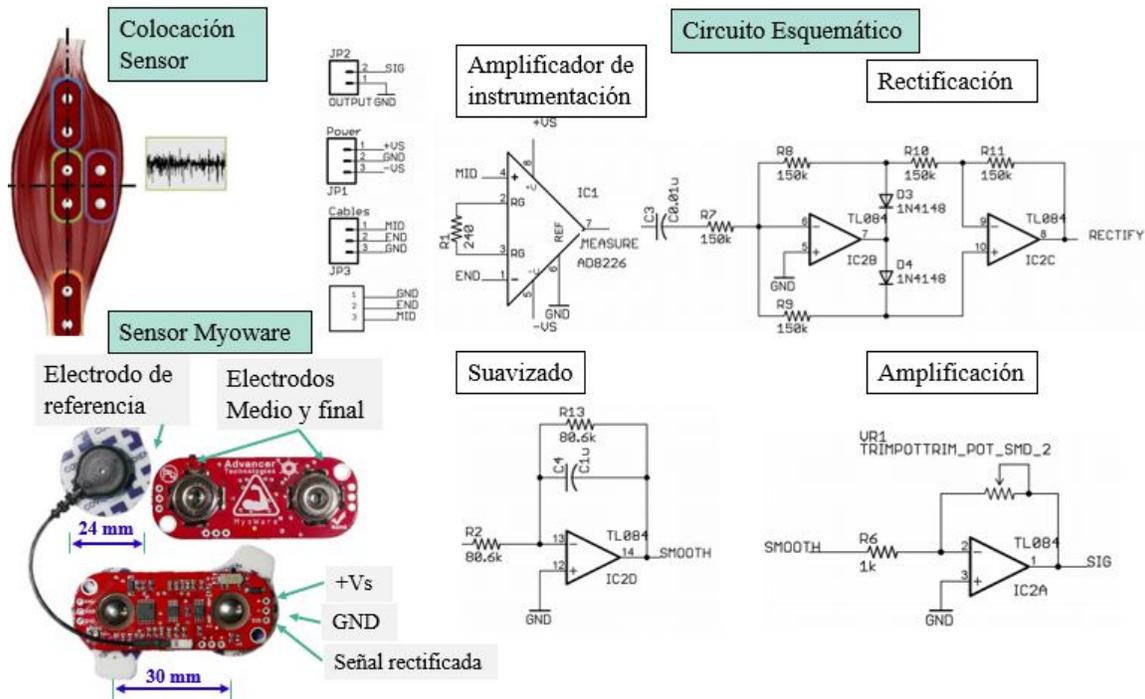


Figura 1: Sensor Myoware

además la ganancia es ajustable mediante un potenciómetro de ganancia $R_{gain} \in [0,001\Omega, 100k\Omega]$ ($G = 201 * R_{gain}/1K\Omega$).

- La impedancia de entrada es de $100G\Omega$ y el radio de rechazo en modo común es 110.
- La corriente de alimentación como máximo llega a 14 mA y en su valor adecuado es de 9 mA.

B. MyRIO-1900

La tarjeta utilizada en la adquisición de las señales sEMG y las señales FGR, así como la implementación del algoritmo de detección de intención de movimiento es la tarjeta NI myRIO y sus características se describen a continuación. La tarjeta NI myRIO-1900 tiene un procesador dual-core ARM Cortex-A9 programable que ejecuta un sistema operativo en tiempo real siendo ideal para su implementación en aplicaciones de tiempo real.

Se utiliza el software de LabVIEW myRIO Toolkit para realizar los programas necesarios de adquisición de las señales y la ejecución del algoritmo de detección.

En la Figura 2-A se muestran las partes que constituyen la tarjeta NI myRIO-1900. Se

Indican los puertos de conexión, las entradas USB y de audio, la conexión de alimentación y los leds.

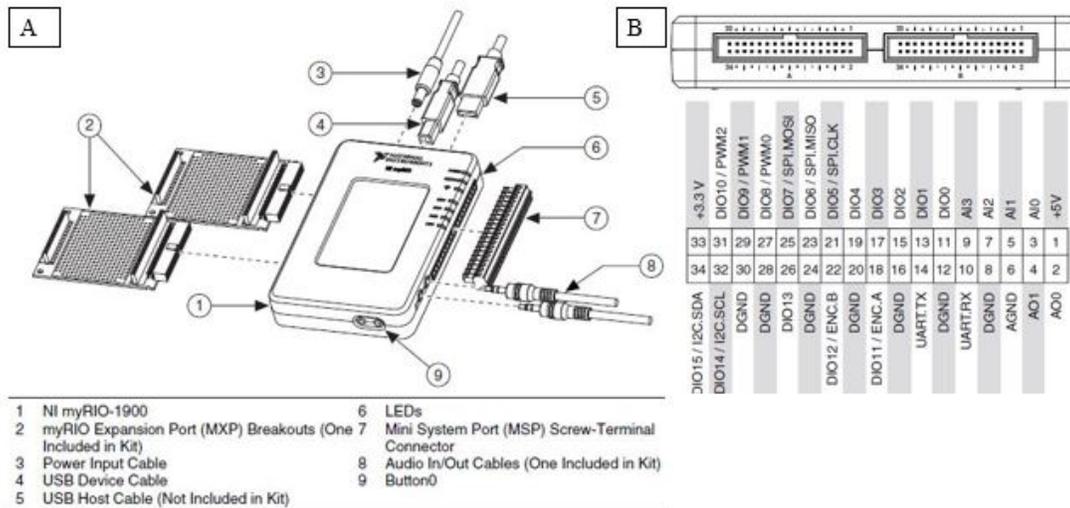


Figura 2: NI MyRIO-1900

Para la adquisición de las señales sEMG y FGR se utilizan las entradas analógicas AIO, AI1, AI2 y AI3 de los conectores A y B. El diagrama de pines de cada conector se muestra en la Figura 2-B.

Las señales se distinguen en el software por el nombre del conector, como en el conector A/AIO1 y el conector B/AIO1.

Los conectores MXP A y B tienen cuatro canales de entrada analógica de un solo extremo por conector, AIO-AI3, que pueden usarse para medir señales de 0-5 V con una frecuencia de muestreo de 500 KS/s. [21]

La Figura 2-B muestra las señales en los conectores MXP A y B. La NI myRIO-1900 se conecta a una computadora host a través de USB o de manera inalámbrica.

C. Diagrama esquemático de conexiones NI myRIO-1900

En la Figura 3 se muestra el diagrama esquemático de las conexiones de los sensores sEMG y FGR a la tarjeta NI myRIO. En el conector A se conectan las señales de los cuatro músculos como sigue: AIO- Gastrocnemio, AI1- Tibial Anterior, AI2- Bíceps Femoral y AI3- Recto Femoral. En el conector B se conectan las señales de los cuatro sensores FGR como sigue:

AI0- Izquierdo Anterior, AI1- Izquierdo posterior, AI2- Derecho anterior y AI3- Derecho posterior. Se utiliza una fuente de 5 V para alimentar los sensores de manera externa y la tierra se une con la referencia de tierra analógica de ambos conectores.

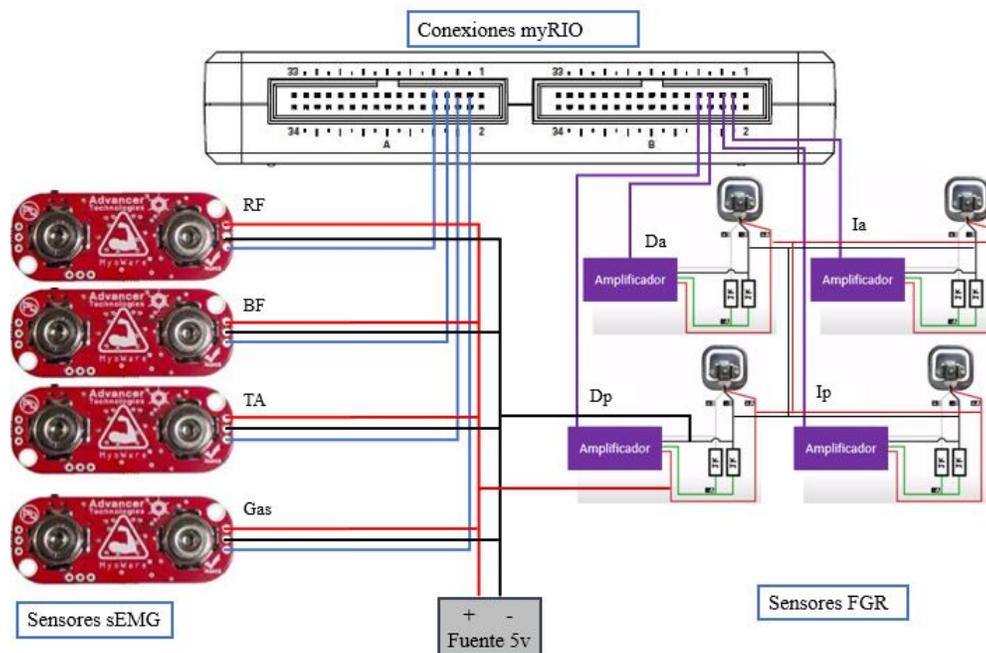


Figura 3: Diagrama esquemático de conexiones NI myRIO

D. Conexiones NI myRIO-1900

Se muestran en la Figura 4 las conexiones de los sensores sEMG y FGR a las entradas analógicas de la tarjeta NI myRIO. Además se observa el regulador de 5V que sirve como la fuente de alimentación.

En la Figura 5 se muestra la conexión del sensor electromiográfico para la lectura de la señal eléctrica del músculo Recto Femoral que se encuentra en la parte anterior de la región del muslo el cual es un flexor de la cadera y extensor de la rodilla. Se muestra la colocación del electrodo en la parte medial del vientre muscular y la orientación de tal manera que el electrodo medial queda hacia la parte medial del músculo y el electrodo final en la parte de inervación del músculo; el electrodo de referencia es colocado en una posición no localizada sobre las fibras del Recto Femoral. Se observan las conexiones de alimentación +5V y GND, así como la conexión de la señal de salida del sensor.



Figura 4: Conexión NI myRIO

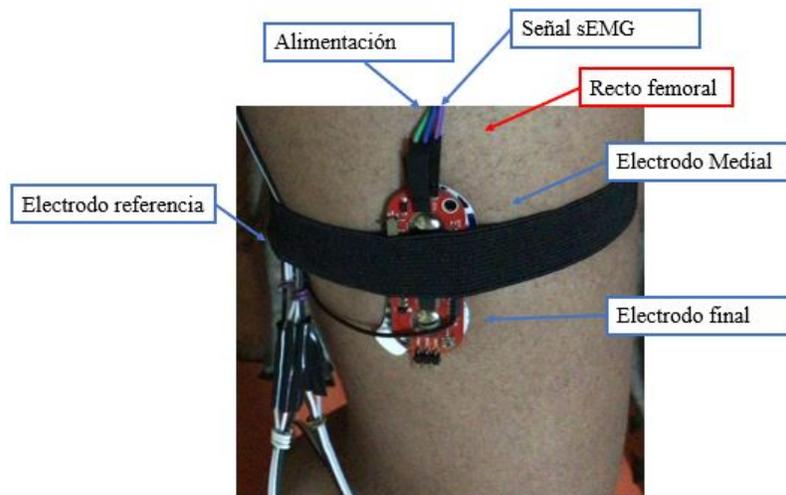


Figura 5: Conexión del sensor Recto Femoral

REFERENCIAS

- [1] Chávez-Cardona Manuel-Alejandro, Rodríguez-Spitia Felipe and Baradica-López Asfur, “Exoskeletons to enhance human capabilities and support rehabilitation: a state of the art ,” *Revista Ingeniería Biomédica*, vol4, pp.63-73, January 2010.
- [2] Zhang Li, Liu Geng, Han Bing, Wang Zhe and Zhang Tong , SEMG Based Human Motion Intention Recognition. *Journal of Robotics*, 2019.
- [3] R., Aissaoui and J., Dansereau, “ Biomechanical analysis and modelling of sit to stand task : a literature review,” 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. vol 1, pp. 141-146, 1999.
- [4] Secretaria del desarrollo Social, Diagnóstico sobre la situación de las personas con discapacidad en México, May 2016.
- [5] L. Damiano Diane and C. Bulea Thomas,, “ A lower-extremity exoskeleton improves knee extension in children with crouch gait from cerebral palsy,” *Science Translational Medicine*, vol. 9, pp. 91-45, 2017
- [6] INEGI, “Estadísticas a propósito del día internacional de las personas con discapacidad,” December 2015.
- [7] INEGI, “Estadísticas a propósito del día del niño,” April 2020.
- [8] Qingsong Ai, Bo Ding, Quan Liu and Wei Meng, “ A Subject-Specific EMG-Driven Musculoskeletal Model for Applications in Lower-Limb Rehabilitation Robotics,” *International Journal of human robot*, vol. 13, 2016.
- [9] G. Peña Guido, J. Consoni Leonardo, M. dos Santos Wilian, A.G. Siqueira Adriano , “ Feasibility of an optimal EMG-driven adaptive impedance control applied to an active knee orthosis ,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol 112, pp. 98-108, 2019.

REFERENCIAS

- [10] H. Shen, Q. Song, X. Deng, Y. Zhao, Y. Yu and Y . Ge , Recognition of phases in sit-to-stand motion by Neural Network Ensemble (NNE) for power assist robot. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), pp. 1703-1708, 2019.
- [11] Moore and Keith, L. and Anne, M.R Agur and Arthur F., Dalley, “ Fundamentos de Anatomía con orientación clínica ,” Wolters Kluwer, 7th Edition, 2013.
- [12] F., Dujardin and A. C., Tobenas-Dujardin and J., Weber, “ Anatomía de fisiología de la marcha, de la posición sentada y de la bipedestación,” Elsevier Masson SAS, vol. 14, 2009.
- [13] Margaret, Schenkman and Richard A., Berger and Patrick O., Riley and Robert W., Mann and W. Andrew, Hodge, Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting. Physical Therapy, vol. 70, 1990.
- [14] Yoshida, Kazunori and An, Qi and Yozu, Arito and Chiba, Ryosuke and Takakusaki, Kaoru and Yamakawa, Hiroshi and Tamura, Yusuke and Yamashita, Atsushi and Asama, Hajime, “ Visual and Vestibular Inputs Affect Muscle Synergies Responsible for Body Extension and Stabilization in Sit-to-Stand Motion,” Frontiers in Neuroscience, vol. 12, 2019.
- [15] M.A., Cavalcanti Garcia and T.M., Vieira, Surface electromyography: Why, when and how to use it. Revista Andaluza de Medicina del Deporte, pp. 17-28, 2011
- [16] R. N., Aguilar-Serena and D. F., Hinojosa-de la Rosa and O. O., Sand, “ Diseño de un sistema de adquisición de señales electromiográficas inalámbrico,” Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico, 2013.
- [17] Covidien (UK) Commercial Ltd, “ Kendall™ ECG Electrodes Product Data Sheet,” Obtenido de: <https://www.adafruit.com/product/2773>, visto en noviembre 2020.
- [18] A., Merlo and I., Campanini, “ Technical Aspect of Surface Electromyography for Clinicians,” The Open Rehabilitation Journal, vol. 3, pp. 100-106, 2010.
- [19] Tan Lizhe and Jiang Jean, “ Signal Sampling and Quantization,” Digital Signal Processing, 3rd edition, 2019.
- [20] Advancer Technologies, “ MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001) Data sheet,” Obtenido de: <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>, visto noviembre 2020.
- [21] National Instruments, NI myRIO-1900 User Guide and Specifications. Obtenido de: <https://www.ni.com/pdf/manuals/376047c.pdf>, visto en noviembre 2020.

REFERENCIAS

- [22] Yukio, Rosales Luengas and Ricardo, López Gutierrez and Sergio, Salazar Cruz, Exoesqueletos para rehabilitación con articulaciones elásticas. UMI-LAFMIA CINVESTAV-IPN, 2020.