



EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



INSTITUTO TECNOLÓGICO DE LA PAZ
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
MAESTRÍA EN SISTEMAS COMPUTACIONALES

VISIÓN ARTIFICIAL PARA REHABILITACIÓN DEL SÍNDROME DE PIE CAÍDO CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRA EN SISTEMAS COMPUTACIONALES

PRESENTA:
ESTEFANÍA GONZÁLEZ GRANIEL

DIRECTORES DE TESIS:
DR. SAÚL MARTÍNEZ DÍAZ
DR. JORGE AIRY MERCADO GUTIÉRREZ
DR. GERARDO RODRÍGUEZ REYES

LA PAZ, BAJA CALIFORNIA SUR, MÉXICO, ENERO 2026



Instituto Tecnológico de La Paz
División de Estudios de Posgrado e Investigación

La Paz, B.C.S. **14/ENERO/2026**
DEPI / 001 /2026

ASUNTO: Autorización de impresión

**C. ESTEFANÍA GONZÁLEZ GRANIEL,
ESTUDIANTE DE LA MAESTRÍA EN
SISTEMAS COMPUTACIONALES,
P R E S E N T E .**

Con base en el dictamen de aprobación emitido por el Comité Tutorial de la Tesis denominada: **“VISIÓN ARTIFICIAL PARA REHABILITACIÓN DEL SÍNDROME DEL PIE CAÍDO CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL”**, mediante la opción de tesis (Proyectos de Investigación), entregado por usted para su análisis, le informamos que se **AUTORIZA** la impresión.

ATENTAMENTE
Excelencia en Educación Tecnológica®

**JUDITH GUADALUPE MARTÍNEZ TIRADO,
JEFA DE LA DIV. DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INV.**



c.c.p. Depto. de Servicios Escolares
c.c.p. Archivo.

JGMT/icl*





DICTAMEN DEL COMITÉ TUTORIAL

La Paz, B.C.S., **13/ENERO/ 2026**

**JUDITH GUADALUPE MARTÍNEZ TIRADO,
JEFA DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE
POSGRADO E INVESTIGACIÓN,
P R E S E N T E.**

Por medio del presente, enviamos a usted dictamen del Comité Tutorial de tesis para la obtención del grado de Maestro, con los siguientes datos generales:

No. de Control M17310162	Nombre Estefanía González Graniel
Maestría en:	SISTEMAS COMPUTACIONALES
Título de la tesis: VISIÓN ARTIFICIAL PARA REHABILITACIÓN DEL SÍNDROME DEL PIE CAÍDO CON ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA FUNCIONAL	
DICTAMEN: Se autoriza el trabajo de investigación, en virtud de que realizó las correcciones correspondientes conforme a las observaciones planteadas por este Comité Tutorial.	

Atentamente.
El Comité Tutorial



DR. GERARDO RODRÍGUEZ REYES



DR. JORGE AIRY MERCADO GUTIÉRREZ



DR. ISRAEL MARCOS SANTILLÁN MÉNDEZ



M.S.C. ILIANA CASTRO LIERA



DR. SAÚL MARTÍNEZ DÍAZ

c.c.p. Coordinador de la Maestría.
c.c.p. Departamento de Servicios Escolares.
c.c.p. Estudiante.

ITLP-DEPI-RTT-08



Rev. 1



Dedicatoria

A mi familia, mi mamá, mi hermana y mi abuelita; a Omar, son lo más importante en mi vida.

A todos los maestros que a lo largo de mi etapa de estudiante han aportado a que disfrute el estudio, la investigación y el aprender constantemente.

Agradecimientos

A mi familia, mi mamá y mi hermana, que siempre me han apoyado y motivado a retarme, gracias por el apoyo incondicional que me han dado a lo largo de toda mi vida académica, gracias por escucharme en los momentos que el estrés me sobrepasaba y creía que no lo lograría. A mi mamá que me hace creer que puedo lograr cada cosa que me propongo. A mi abuelita, tati, por siempre preguntar por mis avances y sobre todo por las veces que me escuchó en los momentos de mucho estrés.

Agradezco a mi director de tesis el Dr. Saúl Martínez Díaz, por sus aportes y por compartir su conocimiento. A mis co directores, el Dr. Jorge Airy Mercado Gutiérrez y al Dr. Gerardo Rodríguez Reyes, por permitirme hacer este proyecto en colaboración con el Instituto Nacional de Rehabilitación, gracias por las enseñanzas de todo lo relacionado a la biomedicina, disfrute mucho aprender cada detalle de este tema. A los miembros de mi comité tutorial, el Dr. Israel Marcos Santillán Méndez y la M.S.C. Iliana Castro Liera, por sus valiosas recomendaciones en cada revisión y por sus consejos. Quiero agregar un agradecimiento a todos por su apoyo en la publicación del artículo producto de este proyecto, que hoy en día puedo decir que es uno de los logros que más me enorgullecen.

Al M.S.C. Jorge Enrique Luna Taylor, que aunque no formó parte del proyecto, logró que fuera posible, le agradezco enormemente el apoyo que me dió para estructurar mis ideas y hacerme creer que eran posibles, por haberme acompañado a las primeras reuniones y por el entusiasmo que tiene por enseñar y aprender. A la Dra. Reyna Lamas, quien también me acompañó en la lluvia de ideas para este proyecto dando sus valiosos aportes desde la perspectiva médica. Le agradezco su voto de confianza para contactarme con los expertos en el área de rehabilitación. Quiero agradecerles ampliamente a los dos que considero fueron los pilares para

que este proyecto pudiera existir.

A todos los maestros y doctores del posgrado, por su gran vocación y sus ganas de enseñar, por interesarse en los proyectos de todos los alumnos de la maestría.

Agradezco a la Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación (SECIHTI) por la beca otorgada, la cual fue de gran ayuda para la realización de este trabajo. Extiendo mi agradecimiento al Instituto Tecnológico de La Paz (ITLP) y al Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INR) por la oportunidad y por hacer posible el desarrollo de esta investigación.

A Omar, gracias por dedicarme tus tiempos libres, tus horas de la comida, tus fines de semana; gracias porque aunque estuvieras cansado te esforzabas por apoyarme, motivarme y acompañarme a mis horas de estudio. Gracias porque de tanto escucharme hablar del tema parecía que ya te lo sabías de memoria. Gracias por maravillarte por cada cosa que hago desde el día que te conocí.

Índice general

Dedicatoria	III
Agradecimientos	IV
1. Introducción	1
1. 0.1. Antecedentes	1
1. 0.2. Descripción del problema	3
1. 0.3. Objetivos	4
1. 0.4. Alcances y limitaciones	4
1. 0.5. Justificación	5
2. Marco teórico	6
2. 0.1. Pie caído	8
2. 0.2. Estimulación eléctrica funcional	9
2. 0.3. Sensores de movimiento	9
2. 0.4. Técnicas de sensado	10
2. 0.5. Visión artificial	11
2. 0.6. Redes Neuronales	12
2. 0.7. Mediapipe	12
2. 0.8. Sistemas de control	12
2. 0.9. Kinovea	14
3. Metodología	15
3. 1. Factibilidad de uso de visión artificial	15
3. 2. Detección fases de la marcha	16

3. 2.1. Adquisición de datos	17
3. 3. Fase de oscilación-Swing	19
3. 3.1. Balanceo inicial-Swing inicial	19
3. 3.2. Fase final de Oscilación-Heel strike	23
3. 4. Fase de apoyo-Stance	27
3. 4.1. Despegue del pie-Toe off	27
3. 4.2. Propuesta de control	30
4. Resultados	33
4. 0.1. Factibilidad de uso de visión artificial	33
4. 0.2. Detección fases de la marcha	34
4. 0.3. Propuesta de control	37
5. Discusión	39
6. Conclusiones	41
Bibliografía	41

Capítulo 1

Introducción

1. 0.1. Antecedentes

En México, alrededor del seis por ciento de la población vive con alguna discapacidad; porcentaje que representa más de 5 millones de personas. Toda persona que presenta una deficiencia física, mental y sensorial se considera con discapacidad permanente o temporal, que la va a limitar para ejercer una o más actividades de su vida diaria, y puede ser causada o agravada por el entorno económico y social.

El estudio de la rehabilitación específica se ha convertido en un aspecto importante del tratamiento del evento vascular cerebral (EVC). El EVC es una causa importante de discapacidad grave y prolongada, que a menudo provoca síndrome pie caído (SPC), una secuela que se observa en entre el 20 % y el 30 % de los pacientes que han sufrido un EVC [1, 2]. El PC puede provocar deficiencias relacionadas con la marcha, se caracteriza por debilidad o pérdida de control en los músculos dorsiflexores del tobillo y los dedos del pie. Muchos pacientes quedan discapacitados de forma permanente y suelen necesitar fisioterapia para recuperar sus habilidades cotidianas y evitar una mayor pérdida de las funciones voluntarias que les quedan [1, 3, 4]. Sin embargo, aún conservan nervios periféricos y tejidos musculares excitables que pueden activarse mediante la estimulación eléctrica funcional (FES, por sus siglas en inglés) [5]. Este método evita la lesión biológica y proporciona la estimulación necesaria para inducir contracciones musculares [5]. La FES es una herramienta de rehabilitación para restaurar las habilidades motoras en las personas con secuelas motoras por EVC. Al suministrar impulsos eléctricos a través de la piel y dirigirlos a músculos y nervios específicos, permite realizar movimientos relacionados con

tareas funcionales concretas. Este método se emplea ampliamente para ayudar a las personas con trastornos neurológicos a recuperar la capacidad de caminar [6]. Sin embargo, a pesar de los continuos avances, siguen existiendo importantes retos. Una cuestión clave radica en la estructura de las estrategias de control de las neuroprótesis, que necesitan sincronizar los movimientos musculares con la integración de la retroalimentación sensorial [6].

Para lograr un sistema FES más robusto, es esencial medir el movimiento humano y la contracción muscular mediante sistemas de medición ligeros, portátiles y capaces de funcionar en tiempo real [5].

A pesar de los avances significativos en la arquitectura de los sistemas FES y en el desarrollo de estrategias de control más eficientes, persisten limitaciones que dificultan su adopción generalizada tanto como ayudas para la marcha como alternativas terapéuticas. Uno de los principales desafíos es la fatiga muscular provocada por la estimulación continua, lo que hace necesario implementar estrategias que proporcionen asistencia únicamente cuando sea requerida. En este contexto, resulta fundamental el desarrollo de sistemas de control en lazo cerrado capaces de adaptarse de forma dinámica a las características individuales del usuario y a las variaciones propias del patrón de marcha [7].

En relación con las unidades de estimulación, la investigación se ha orientado hacia la mejora de la portabilidad, dando lugar a dispositivos más ligeros y con capacidades de control inalámbrico mediante interfaces móviles [7].

Por otro lado, la detección precisa de las fases de la marcha es un elemento clave en el tratamiento del pie caído. Los sistemas basados en interruptores manuales han mostrado un desempeño limitado, mientras que la combinación de sensores de presión plantar y sensores inerciales se ha consolidado como una solución eficiente debido a su facilidad de uso y portabilidad. Sin embargo, estos sensores presentan la limitación de no aportar información fisiológica suficiente para reproducir adecuadamente la coordinación muscular natural [7]. Actualmente, los sensores más utilizados para evaluar el estado del cuerpo y su respuesta a la estimulación incluyen sensores de medición inercial, electrodos de superficie, sistemas de captura de movimiento e interruptores. Estos dispositivos se emplean principalmente para medir variables como los ángulos de distintos segmentos y articulaciones corporales, la actividad eléctrica muscular, el torque generado y la identificación de las fases del ciclo de la marcha [8].

En la División de Investigación en Ingeniería Médica del Instituto Nacional de Rehabilita-

ción Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INR) se llevan a cabo diversos proyectos, entre los cuales se desarrolla tecnología que permita aplicar nuevas técnicas de terapia de rehabilitación para personas con discapacidad motriz, o bien mejorar las técnicas ya existentes.

Actualmente el sistema opera en lazo abierto, es decir, se determina la secuencia de estimulación a partir de la información de entrada, sin medir la información de la salida, en este caso, el movimiento generado y sus variables relacionadas. En el estado actual del sistema, los parámetros de la estimulación eléctrica son controlados por el experimentador, quien los adapta hasta obtener un patrón específico útil para el sujeto en rehabilitación. Esto causa una dependencia del experimentador para la operación del sistema, y limita su utilidad para objetivos de rehabilitación, al no considerar variables intrínsecas del paciente, como lo son: la intención de movimiento o actividad residual, que podrían contribuir a la modulación de los parámetros de estimulación y el movimiento resultante.

1. 0.2. Descripción del problema

Los sistemas FES consisten principalmente en sensores, un algoritmo de control y una unidad de estimulación. Los sensores, dispositivos electrónicos que detectan y registran señales bioeléctricas, o de otro tipo, relacionadas con funciones o movimientos del cuerpo, proporcionan información crucial a los sistemas FES. Esta información permite al sistema de control ajustar los resultados de la estimulación en función de los cambios en los parámetros y las interacciones ambientales [9]. Por consiguiente, los sensores de retroalimentación constituyen un componente esencial en el diseño de los sistemas FES destinados a la rehabilitación de la marcha en pacientes con pie caído. Los sistemas de captura de movimiento son una estrategia de detección comúnmente empleada para la evaluación del rendimiento de los sistemas FES. No obstante, el equipo utilizado para la captura de la marcha mediante vídeo (fotogrametría) resulta costoso y complejo. Para contribuir al desarrollo de un sistema FES robusto y viable en la clínica, es importante explorar alternativas que ofrezcan una alta precisión de medición, sean portátiles, se integren en sistemas de control y no impliquen un costo excesivo.

La mayoría de los sistemas comerciales de rehabilitación de la marcha basados en FES utilizan soluciones de control de lazo abierto (LA) más sencillas. Parastep I (Sigmedics, Inc., Fairborn, Ohio, EE. UU.) y RehaStim (Hasomed Inc., Magdeburgo, Alemania) son dos sistemas FES disponibles en el mercado que utilizan estrategias de control LA. Estas soluciones simples exigen

una intervención continua o repetida por parte del usuario, normalmente a través de un botón del dispositivo, para la activación muscular, lo que requiere la atención completa del usuario, el personal clínico y/o el cuidador.

Los sistemas FES orientados a la asistencia de pacientes con síndrome de pie caído suelen brindar apoyo únicamente durante la fase de oscilación, activando de forma exclusiva el músculo tibial anterior, responsable de la dorsiflexión del tobillo. No obstante, es frecuente que estos pacientes también requieran ayuda durante la fase de apoyo, correspondiente a la flexión plantar, ya que la extremidad afectada no es capaz de sostener adecuadamente el peso corporal. Desde hace tiempo se reconoce que, en esta fase, los músculos gastrocnemios desempeñan un papel fundamental [10].

1. 0.3. Objetivos

Objetivo general

Desarrollar un sistema basado en la visión artificial que permita la goniometría del tobillo durante la marcha como base de una propuesta de control que genere un patrón de activación muscular mediante Estimulación Eléctrica Funcional con fines de rehabilitación de la marcha en pacientes con Síndrome de Pie Caído post-EVC.

Objetivos específicos

- Determinar la factibilidad de aplicar algoritmos de visión artificial para medir variables biomecánicas relacionadas con la marcha como parte de un sistema FES.
- Implementar un sistema de visión artificial para la detección de las fases de la marcha.
- Desarrollar una propuesta de control que genere un patrón de activación muscular a partir de la detección de fases de la marcha mediante visión artificial.

1. 0.4. Alcances y limitaciones

Alcances

- Desarrollo de sistemas para pacientes con discapacidad motriz, se trabajará en el desarrollo tecnológico y la evaluación técnica/prueba de concepto a nivel laboratorio.

Limitaciones

- Las pruebas realizadas en el proyecto fueron con un sujeto sano y un sujeto simulando tener pie caído, no hubo acceso a realizar las pruebas con pacientes reales.
- No se llevó a cabo la comparación de la precisión del sistema de visión artificial como un sensor de retroalimentación contra alguno de los sensores usados actualmente en sistemas FES.

1. 0.5. Justificación

Se busca explorar el uso de visión artificial como método de medición, esto debido a que después de una búsqueda en el estado del arte en una revisión sistemática [8], se encontraron un conjunto de criterios clave útiles para seleccionar estrategias de sensores en sistemas FES destinados a pie caído. En ese trabajo se identificaron tres criterios clave para la selección de los sensores en aplicaciones FES para pie caído: precisión, usabilidad y asequibilidad. Las principales consideraciones que influyeron en la selección de los sensores que entraron dentro del criterio de usabilidad fueron la practicidad de incorporarlos en las actividades diarias o en entornos fuera del laboratorio, y la capacidad de permitir a los pacientes caminar libremente. Los sensores de los sistemas FES se emplean a menudo para medir el estado del cuerpo a través de variables como la fuerza muscular, el ángulo de las articulaciones, la velocidad y la aceleración. Aunque algunas variables se miden con sensores específicos, a veces no son prácticos para las condiciones de funcionamiento del sistema. Por ejemplo, a menudo se busca la implementación de sensores de torque porque el torque se considera una respuesta corporal importante. Sin embargo, los sensores de torque existentes no son adecuados para su uso en la vida cotidiana de los pacientes.

El uso potencial de imágenes de cámaras estándar para el análisis del movimiento requeriría requisitos de configuración más sencillos y menos restricciones de grabación, y podría integrarse de forma más fluida en entornos de investigación, clínicos y telemédicos cotidianos [11]. Estas características podrían dar lugar a una reducción de los costos, proporcionando herramientas sin marcadores y sin necesidad de llevarlas puestas, con ventajas significativas sobre las tecnologías tradicionales de referencia, que son caras y difíciles de implementar en las actividades cotidianas en las que se utilizan y evalúan los sistemas FES.

Capítulo 2

Marco teórico

Fases de la marcha

El ciclo de la marcha corresponde al periodo comprendido entre dos repeticiones consecutivas de un mismo evento característico del caminar. Aunque es posible emplear distintos eventos para delimitarlo, resulta habitual tomar como referencia el momento en que un pie toca el suelo (contacto inicial). Si el ciclo se inicia con el contacto inicial del pie derecho, como se ilustra en la figura 2.1 (pierna en gris), este se extiende hasta que dicho pie vuelve a contactar con el suelo. El pie izquierdo atraviesa la misma secuencia de eventos que el derecho, pero desplazada temporalmente medio ciclo [11].

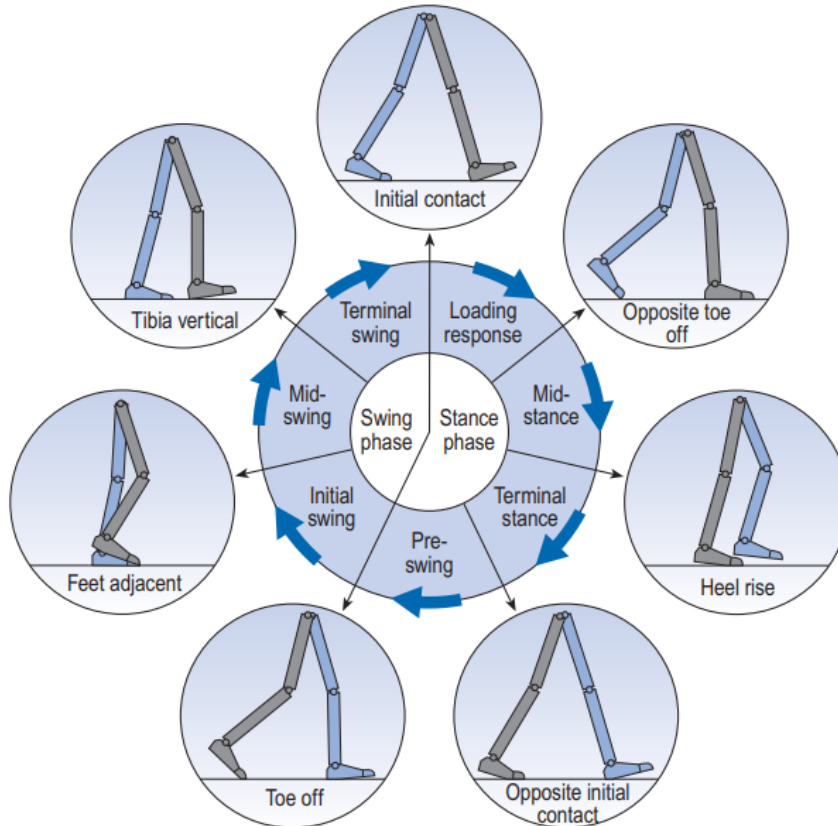


Figura 2.1: Eventos en las fases de la marcha, extracto de [11]

Los eventos ilustrados en la figura 2.1 subdividen el ciclo de la marcha en siete períodos, cuatro de los cuales ocurren en la fase de apoyo(stance), cuando el pie está en el suelo, y tres en la fase de oscilación (swing), cuando el pie se mueve hacia adelante por el aire como se ilustra en la figura 2.2.

La fase de apoyo, dura desde el contacto inicial hasta el despegue del dedo del pie y se subdivide en:

- 1.-Loading response → Respuesta a la carga
- 2.-Mid-stance → Apoyo medio
- 3.-Terminal stance → Apoyo terminal
- 4.-Pre-swing → Preoscilación

La fase de oscilación se subdivide en:

- 1.-Initial swing → Oscilación inicial
- 2.-Mid-swing → Oscilación media

3.-Terminal swing → Oscilación terminal

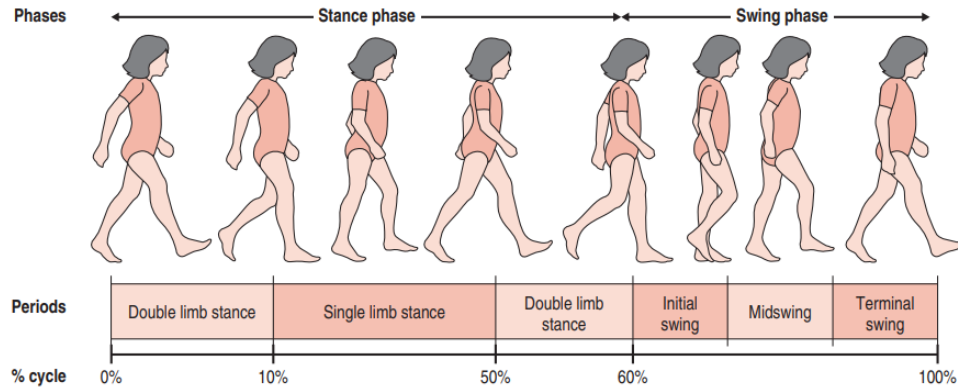


Figura 2.2: Fases en el ciclo de la marcha [12]

El músculo tibial anterior se presenta activo durante las tres subfases del periodo de oscilación y en la fase inicial de apoyo; es decir, su activación ocurre aproximadamente entre el 0 y el 10% y entre el 60 y el 100% del ciclo de la marcha. Esta participación continua se explica por su función principal en la dorsiflexión del pie. En contraste, los músculos gastrocnemios se encuentran activos durante las subfases restantes del apoyo, correspondientes del 10 al 60% del ciclo, alcanzando su mayor nivel de activación durante la fase de despegue, en concordancia con su rol dominante en la flexión plantar [10].

2. 0.1. Pie caído

El EVC es una causa importante de discapacidad grave y prolongada. Una de las secuelas más presentes en estos pacientes es el síndrome de pie caído (SPC), que se observa entre el 20% y el 30% de los supervivientes de un accidente cerebrovascular [1, 2]. El PC puede provocar deficiencias relacionadas con la marcha. Se caracteriza por debilidad o pérdida de control en los músculos dorsiflexores del tobillo y los dedos del pie. La marcha se ve afectada por la presencia del pie caído, que se manifiesta como la incapacidad de elevar el pie durante la fase de oscilación y de desplazarlo hacia adelante [13]. Muchos supervivientes quedan discapacitados de forma permanente y suelen necesitar fisioterapia para recuperar sus habilidades cotidianas y evitar una mayor pérdida de las funciones voluntarias residuales [1, 3, 4].

El SPC puede surgir de diversas afecciones, entre ellas trastornos musculares, neurológicos, medulares, autoinmunitarios y musculoesqueléticos; estas afecciones suelen aparecer tras eventos

traumáticos como accidentes de tráfico, actividades deportivas y recreativas, y procedimientos médicos como cirugías de columna lumbosacra y de reemplazo de cadera, entre otros [14, 9].

2. 0.2. Estimulación eléctrica funcional

La estimulación eléctrica funcional consiste en la aplicación de corriente eléctrica a tejido excitable para suplementar o reemplazar funciones perdidas en personas con daños neurológicos. El propósito de la intervención FES es habilitar funciones que se han perdido en individuos con daño al sistema nervioso mediante la sustitución o asistencia a las habilidades voluntarias de dichos individuos. En las aplicaciones FES la estimulación es requerida para lograr una función deseada, por lo tanto, los sistemas FES usualmente se diseñan para ser controlados a partir de señales relacionadas a la actividad o intención del propio usuario. Los dispositivos FES que son usados para sustituir una función neurológica que se ha perdido son comúnmente llamadas neuroprótesis [15]. Los sistemas FES consisten usualmente de sensores, un algoritmo de control y una unidad de estimulación. Los sistemas FES para rehabilitación motora requieren señales de comando para activar la entrega de patrones de estimulación a las estructuras neuromusculares objetivo. La señal de activación puede provenir de interruptores activados manualmente por el terapeuta, el experimentador o el propio paciente, pero también puede derivarse de señales bioeléctricas no invasivas bajo control voluntario (por ejemplo, sEMG y EEG), permitiendo a los pacientes con discapacidad motora participar dinámicamente en la práctica de la rehabilitación [16].

2. 0.3. Sensores de movimiento

La implementación de una herramienta de medida que incorpore tanto la componente cinética como cinemática del movimiento data del año de 1959, donde se empleó un sistema de electrogoniometría basado en un sensor resistivo y electromiografía superficial cinesiológica. El uso de sistemas de análisis de movimiento se considera fundamental en el área de rehabilitación médica; no obstante, también tiene importantes aplicaciones en los deportes, la danza artística y estudios de ergonomía laboral. Actualmente, existen múltiples técnicas computarizadas orientadas a la medición angular de la extremidad inferior, superior y cuello basadas en potenciómetros, galgas extensiométricas, acelerómetros y giroscopios, así como videocámaras y seguidores magnéticos

[17].

2. 0.4. Técnicas de sensado

En el ámbito de la tecnología aplicada a la rehabilitación, se ha observado una implementación significativa de dispositivos portátiles de medición, tales como plantillas de presión para los pies, interruptores de pie, acelerómetros, giroscopios, unidades de medición inercial (IMU) y electrodos de electromiografía (EMG). Estos dispositivos se han integrado en estrategias de control de la FES [6]. Las IMU se han utilizado ampliamente en este campo, ya que integran giroscopios, acelerómetros y magnetómetros para estimar los ángulos articulares, la marcha y las velocidades angulares mediante técnicas de fusión de sensores. Estas medidas combinadas permiten una monitorización detallada del movimiento en aplicaciones de FES orientadas a la marcha, lo que permite acceder a variables cinemáticas específicas en tiempo real, como la aceleración y la orientación de segmentos corporales relevantes, como el pie, el tobillo y la parte inferior y superior de la pierna. La precisión de los sistemas de detección portátiles se ve influenciada por diversos factores, tales como el número y la ubicación de los sensores, su alineación con el sistema de coordenadas del cuerpo y los algoritmos de procesamiento de señales empleados. En el ámbito de la metrología médica, la calibración de los sistemas FES constituye un aspecto de suma importancia. La eficacia de los métodos de calibración en dichos sistemas depende fundamentalmente de los sensores empleados, abarcando tanto la calibración no restrictiva del sensor al segmento como la calibración anatómica automática. La implementación de estos métodos resulta crucial para obtener mediciones precisas y datos fiables, como se ha demostrado en investigaciones previas [18, 19, 20].

La actividad muscular, concretamente la activación de las unidades motoras, puede monitorizarse mediante electromiografía de superficie (sEMG). La señal sEMG representa la actividad muscular en forma de voltaje que puede medirse con electrodos de superficie y está estrechamente relacionada con el momento y la intensidad de la contracción muscular [18]. Las señales sEMG son menos utilizadas en dispositivos portátiles para la marcha, como los basados en la FES, debido a su complejidad en la adquisición y el posprocesamiento. No obstante, las señales sEMG provocadas por la estimulación eléctrica pueden emplearse para predecir el par articular resultante, lo que proporciona una predicción necesaria de la respuesta muscular antes de lograr un par articular preciso controlado por la FES [6].

Algunos estudios han explorado la aplicación de Microsoft Kinect como única entrada sensorial para el lazo cerrado de un sistema FES [21, 22]. En general, Kinect requiere una cámara RGB para la captura de imágenes y una cámara infrarroja para la estimación de la profundidad, con el fin de proporcionar las coordenadas tridimensionales de los objetos.

2. 0.5. Visión artificial

La visión artificial, también llamada visión por computador, es el campo encargado de dotar a las máquinas de la capacidad de interpretar imágenes digitales, extraer información útil de ellas y comprender la escena para realizar una tarea específica. Estos procesos son posibles gracias a dispositivos de captura de imágenes, como cámaras de video o webcams, junto con la potencia de procesamiento de los sistemas informáticos actuales. En general, las técnicas de visión artificial siguen una secuencia que inicia con la adquisición de la imagen y culmina en la toma de decisiones basada en la información obtenida y analizada [23].

La visión humana permite a las personas percibir e interpretar el entorno que las rodea; de manera análoga, la visión artificial busca reproducir estas capacidades mediante la percepción y comprensión electrónica de imágenes. La visión por computadora constituye un área de la inteligencia artificial y del procesamiento digital de imágenes cuyo propósito es diseñar métodos que posibiliten a los sistemas computacionales adquirir, procesar, analizar e interpretar información visual proveniente del mundo real [24].

El procesamiento digital de imágenes se enfoca en la manipulación de imágenes digitales a través de computadoras. Una imagen digital está formada por un conjunto finito de elementos, cada uno con una posición y un valor específico. Dichos elementos reciben el nombre de elementos de imagen, pels o píxeles, siendo este último el término más comúnmente utilizado para referirse a las unidades básicas de una imagen digital[24].

Las técnicas de visión artificial de nivel bajo presentan una amplia superposición con el procesamiento digital de imágenes, disciplina que se ha desarrollado durante varias décadas. Generalmente, este proceso sigue una secuencia estructurada: un sensor, como una cámara, captura la imagen y la convierte a formato digital; posteriormente, el sistema computacional realiza un preprocesamiento para reducir el ruido y, en algunos casos, resaltar características relevantes de los objetos con el fin de facilitar su interpretación [24].

2. 0.6. Redes Neuronales

Las redes neuronales poseen la habilidad de aprender y optimizar su desempeño. Su aprendizaje se basa en un proceso de entrenamiento a partir de ejemplos representativos, mediante el cual adquieren la capacidad de realizar tareas específicas. A diferencia de los métodos tradicionales, una red neuronal no requiere un algoritmo explícito para resolver un problema, ya que es capaz de ajustar de manera autónoma la distribución de pesos en sus conexiones a través del proceso de aprendizaje [25].

2. 0.7. Mediapipe

Mediapipe Pose es un framework abierto y multiplataforma de Google diseñado para estimar, en cada fotograma, la ubicación en 2D de las articulaciones del cuerpo humano. Para ello, emplea canalizaciones de procesamiento basadas en técnicas de aprendizaje automático que analizan imágenes o videos. Este sistema identifica puntos de referencia del cuerpo tanto en coordenadas de imagen como en coordenadas tridimensionales del mundo real.

El modelo se basa en una red neuronal convolucional similar a MobileNetV2, optimizada para funcionar en tiempo real en dispositivos móviles, especialmente en aplicaciones de acondicionamiento físico. Su variante BlazePose integrada con GHUM permite obtener una estimación completa de la postura corporal en 3D. Como salida, el modelo proporciona tanto coordenadas normalizadas (Landmarks) como coordenadas en el espacio 3D (WorldLandmarks) para cada punto detectado.

2. 0.8. Sistemas de control

Un sistema de control está formado por componentes interconectados para lograr un objetivo deseado.

Variable controlada y señal de control o variable manipulada

La variable controlada es la cantidad que se mide y controla. La señal de control o variable manipulada es la magnitud que el controlador ajusta con el fin de influir sobre la variable controlada. Generalmente, la variable controlada coincide con la salida del sistema. El acto de controlar consiste en medir dicha variable y aplicar la variable manipulada al sistema para

corregir o restringir la desviación del valor medido con respecto al valor de referencia o deseado [26].

Sistema de control realimentados

Un sistema que establece y conserva una relación específica entre la señal de referencia y la salida, mediante su comparación y el uso de la diferencia resultante como señal de control, se conoce como un sistema de control con realimentación [26].

Lazo abierto

Los sistemas en los que la señal de salida no influye en la acción de control se conocen como sistemas de control en lazo abierto. En este tipo de sistemas no se mide la salida ni se realimenta para compararla con la entrada. En cualquier sistema de control en lazo abierto, la salida no se compara con la entrada de referencia. Por ello, a cada entrada de referencia le corresponde una condición de operación predeterminada; en consecuencia, la precisión del sistema depende de la calibración. Ante la presencia de perturbaciones, un sistema de control en lazo abierto no es capaz de corregir su comportamiento ni cumplir adecuadamente la tarea deseada [26].

Lazo cerrado

En un sistema de control en lazo cerrado, el controlador recibe la señal de error, definida como la diferencia entre la señal de referencia y la señal de realimentación, con el propósito de minimizar dicho error y ajustar la salida del sistema al valor deseado. El término control en lazo cerrado siempre implica el empleo de una acción de control basada en realimentación para disminuir el error del sistema. Al emplearse una realimentación en un sistema en lazo cerrado, éste vuelve su respuesta relativamente insensible a las perturbaciones externas y a las variaciones internas en los parámetros del sistema [26].

Acción de control de dos posiciones o de encendido y apagado (on/off)

En un sistema de control on/off, el elemento de actuación sólo tiene dos posiciones fijas, que, en muchos casos, representa un encendido y apagado [26]. Está basado en el uso de umbrales, si la variable medida cruza un umbral establecido, se enciende un programa [27].

2. 0.9. Kinovea

Kinovea® es un programa gratuito para computadoras que permite realizar análisis de movimiento en dos dimensiones y medir distintos parámetros cinemáticos. Este software ofrece la posibilidad de analizar videos sin utilizar marcadores, aunque la precisión de las mediciones puede aumentar cuando se emplean marcadores pasivos [28].

El software Kinovea permite analizar distancias, ángulos, coordenadas y parámetros espacio-temporales mediante la evaluación fotograma a fotograma de grabaciones de video. Su funcionalidad incluye la posibilidad de realizar mediciones desde distintas perspectivas gracias a sus procesos de calibración en planos que no son perpendiculares a la línea cámara-objeto. En la literatura, Kinovea ha sido empleado principalmente en tres áreas: el ámbito deportivo, el análisis clínico y como herramienta de referencia para evaluar la fiabilidad de nuevas tecnologías [29].

Capítulo 3

Metodología

3. 1. Factibilidad de uso de visión artificial

Como parte de la revisión del estado del arte, se realizó una revisión sistemática [8] usando la metodología PRISMA [30], la cual busca la documentación de una manera transparente; se definen las bases de datos a consultar, palabras clave de búsqueda, criterios de inclusión y exclusión, periodos de tiempo, idiomas y variables de interés; esto con el fin de garantizar la reproducibilidad del estudio.

Se analizaron 60 artículos relacionados con el tema en cuatro bases de datos; PubMed, Scopus, Wiley Online Library, y Web of Science, desde 2010 hasta 2024. Los artículos fueron importados en la aplicación rayyan.ai para su filtrado y clasificación. Los objetivos de esta revisión sistemática se estructuraron a partir de una serie de preguntas de investigación, con el propósito de analizar y sintetizar la evidencia existente sobre los sistemas FES aplicados a las extremidades inferiores. En particular, se planteó la siguiente pregunta de investigación: ¿qué tipos de sensores se emplean para medir el estado del cuerpo y su respuesta ante la aplicación de FES?

De los artículos analizados, los sensores fueron clasificados de acuerdo a su propósito en cuatro categorías: switches, electrodos, basados en visión e IMUs.

Veintitrés de los artículos incluidos en esta revisión sistemática enfatizan la necesidad de emplear un sensor o una estrategia de detección que permita una medición precisa. El diseño de sistemas para la rehabilitación de la marcha es un proceso complejo que requiere sistemas de control precisos y robustos que incorporen capacidades sofisticadas de accionamiento y detección.

La identificación precisa de las fases de la marcha y una estrategia de control receptiva son vitales para una asistencia y rehabilitación eficaces de la marcha mediante FES, ya que afectan directamente a la sincronización precisa de la estimulación. Es muy importante reconocer que la precisión de un sistema FES depende tanto de la selección del sensor como de la técnica de procesamiento y del algoritmo de control empleados. Con el fin de mejorar la precisión de los sistemas FES, varios estudios, el 46,7 % (28), incluidos en la revisión sistemática, utilizaron dos o más sensores.

Los autores de 18 artículos incluidos en esta revisión sistemática priorizaron el uso de sensores portátiles, buscando a la vez alta precisión. La elección de los sensores estuvo guiada por su practicidad para usarlos en actividades cotidianas y por permitir que los pacientes caminaran libremente fuera del laboratorio. En los sistemas de FES, los sensores suelen medir variables como fuerza muscular, ángulos articulares, velocidad y aceleración; sin embargo, algunos sensores no son prácticos para condiciones reales de uso. Por ello, ciertos proyectos solo pueden implementarse en laboratorio.

Cinco de los artículos revisados señalaron que su motivación principal al elegir los sensores era reducir costos, objetivo que en algunos casos coincide con el uso de sensores portátiles. El aumento de la disponibilidad de dispositivos electrónicos de bajo costo y de código abierto, como las placas Arduino, ha facilitado el desarrollo rápido de sistemas electrónicos y la integración sencilla de sensores y actuadores. Esto los hace adecuados para crear neuroprótesis de marcha portátiles y económicas.

En los artículos analizados, se observa que el 45 % hace uso de las IMU, el 36.7 % usa electrodos y el 18.3 % hace uso de los sistemas basados en visión.

Asimismo, el 63.3 % de los trabajos implementa estrategias de control en lazo cerrado, dentro de las cuales predomina el uso de máquinas de estados finitos, mientras que únicamente el 8.3 % utiliza estrategias de control en lazo abierto.

3. 2. Detección fases de la marcha

La metodología llevada a la práctica para la detección de las fases del ciclo de la marcha se ilustra en la figura 3.1. En la cual se inicia teniendo un estado desconocido y, conforme se identifican los eventos característicos de la marcha, dicho estado transita hacia la fase corres-

pendiente del ciclo. La detección de estos eventos permite determinar de manera precisa el inicio y el término de cada una de las fases de la marcha.

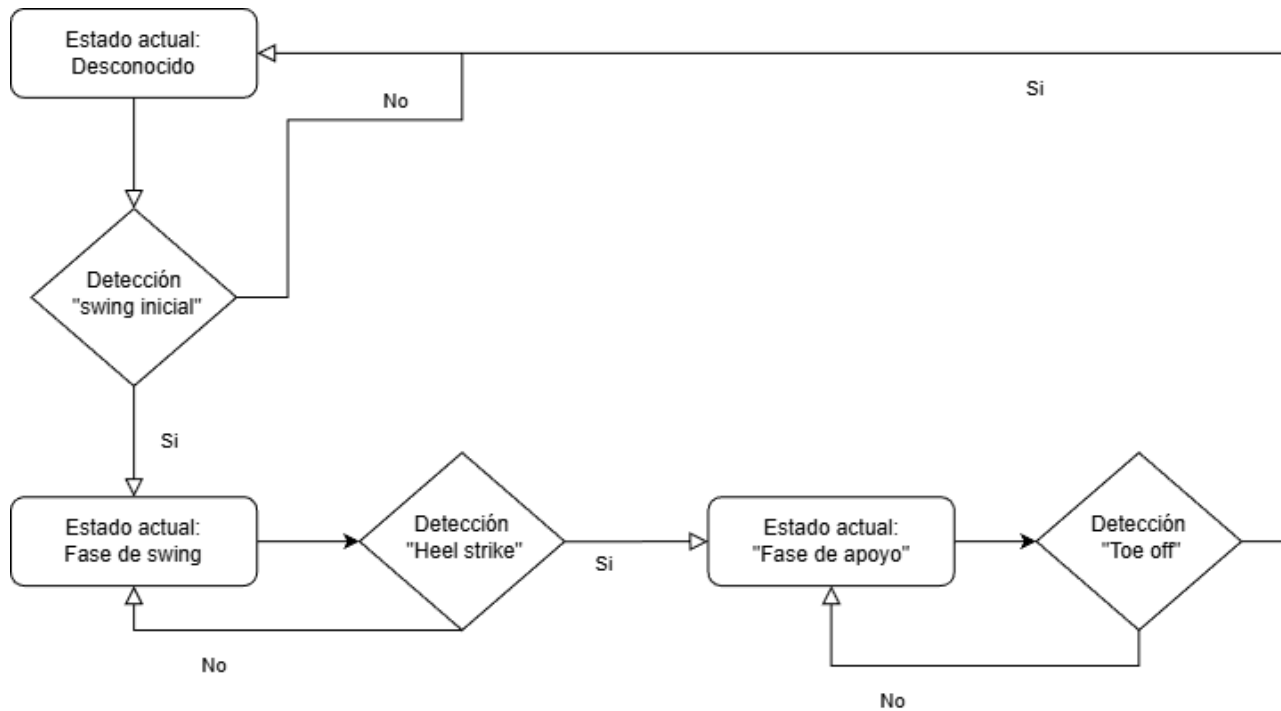


Figura 3.1: Detección propuesto para el sistema de detección de eventos de la marcha basado en visión artificial

3. 2.1. Adquisición de datos

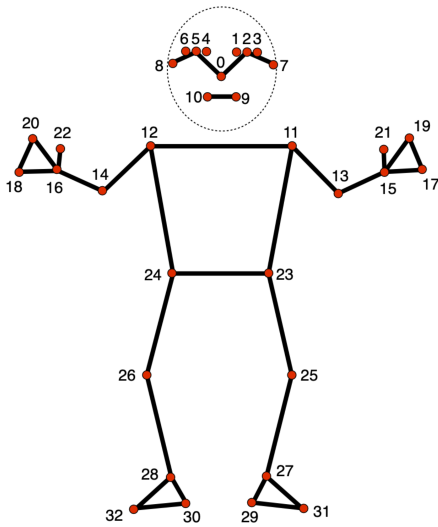
Para la adquisición de datos, se instruyó al participante a recorrer un trayecto previamente delimitado en un piso regular, efectuando un desplazamiento de ida y vuelta dos veces; cada vuelta consistió en un total de seis pasos, lo que corresponde a dos ciclos de la marcha. El sujeto realizó las pruebas descalzo, se le pidió el uso de short para que fuera visible la rodilla y el tobillo. Se realizaron grabaciones de dicho trayecto mediante una cámara marca Logitech, con resolución de 640×480 píxeles y una frecuencia de muestreo de 30 fps. El individuo que participó en las pruebas fue un sujeto voluntario sano de sexo masculino de 25 años.

Se registraron dos videos independientes: en el primero, el participante realizó una marcha natural; en el segundo, se le solicitó imitar el patrón de marcha característico de un paciente con pie caído en el pie derecho; se le indicó al sujeto no elevar adecuadamente la punta del pie (debido al déficit de dorsiflexión) y como consecuencia a esto, arrastrar los dedos del pie contra

el suelo.

El análisis biomecánico se realizó empleando MediaPipe. En la figura 3.2a se muestra la identificación de las articulaciones (*landmarks*) principales.

A partir de esta información, se procedió a calcular el ángulo del tobillo derecho utilizando las coordenadas de los landmarks asociados a la rodilla derecha (landmark 26), el tobillo derecho (landmark 28) y el índice del pie derecho (landmark 32) en el sujeto como se muestra en la figura 3.2b. Este conjunto de puntos permitió estimar el ángulo articular durante el desplazamiento del sujeto.



(a) Mediapipe estimación de pose



(b) Uso de Mediapipe identificación landmarks

Figura 3.2: Identificación de puntos de interés

Procesamiento de datos

Una vez detectados los landmarks de interés se calculó la velocidad angular del tobillo derecho conforme al procedimiento descrito en el Algoritmo 1.

Se observó que, para lograr una detección más precisa, las vueltas analizadas deben realizarse con la pierna de interés ubicada más próxima a la cámara (en este caso, la pierna derecha). Esta condición se justifica debido a que se registró un mayor número de errores por obstrucción en la detección de los landmarks cuando la pierna de interés no se encontraba en la posición más cercana al plano de captura.

Algorithm 1: Cálculo velocidad angular tobillo

dt=1/fps;

if ángulo tobillo ₀ *is not None*: **then**

 | velocidad angular = (ángulo tobillo₁ - ángulo tobillo₀) / dt;

end

ángulo tobillo ₀ = ángulo tobillo ₁

3. 3. Fase de oscilación-Swing

La fase de oscilación se compone de 3 eventos: balanceo inicial, balanceo medio y balanceo final o contacto inicial (donde ocurre el choque del talón). Se establece la detección de los eventos correspondientes al inicio y el fin de la fase de oscilación para su detección completa de ésta fase de la marcha. Una vez terminada esta fase se establece que inicia la fase de apoyo.

3. 3.1. Balanceo inicial-Swing inicial

El evento del balanceo inicial (swing inicial) ilustrada en la figura 3.3, representa cerca de un tercio de todo el periodo de swing. Se inicia en el momento en que el pie se despega del suelo y concluye cuando el miembro que avanza alcanza la posición adelantada respecto al pie que permanece en apoyo [31].

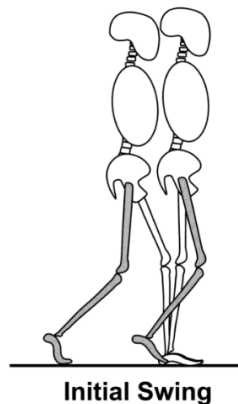


Figura 3.3: Swing inicial, extracto de [31]

Sujeto sano

Una vez calculada la velocidad angular del tobillo, se representó gráficamente su comportamiento a lo largo de las dos vueltas, lo que permitió identificar el evento de oscilación inicial (swing inicial).

En la figura 3.4 se presenta la velocidad angular del tobillo del sujeto sano a lo largo de una vuelta completa del recorrido, se observan dos picos en los que la velocidad angular llega a ser menor que -300 °/s; al revisar los frames en los que se obtienen estos picos (Frame 470 y 514), se observa que estos corresponden al evento de swing inicial. En la figura 3.5 se muestran los cortes en el video correspondientes a los frames donde se detectó el swing inicial.

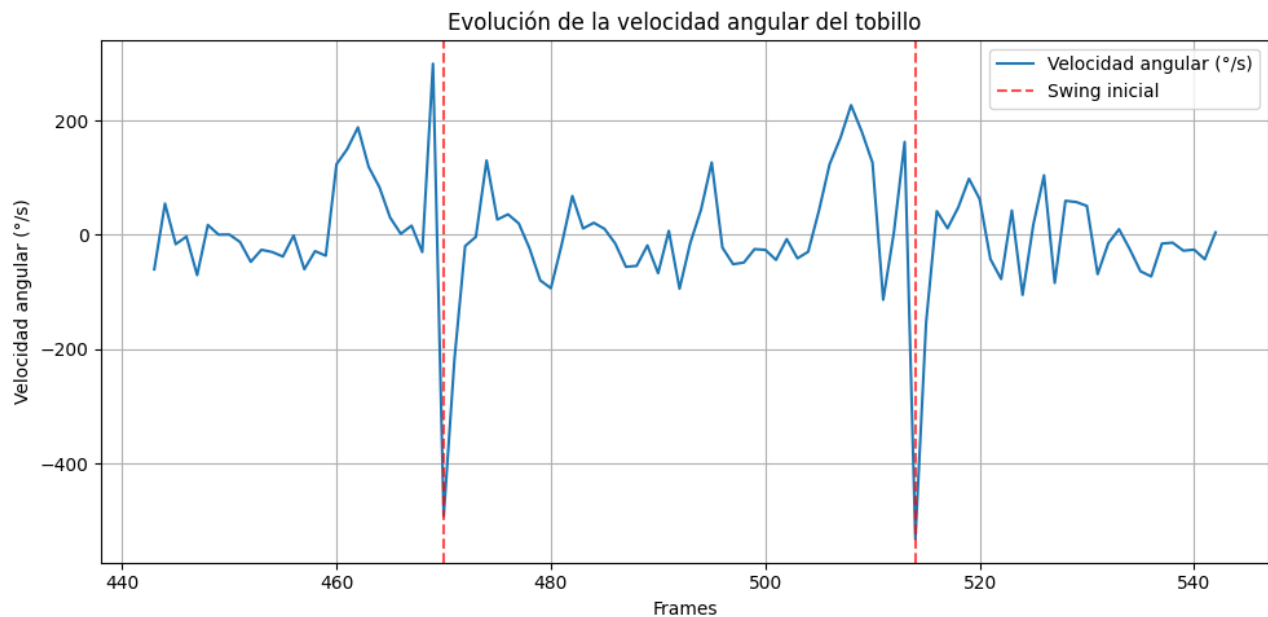


Figura 3.4: Grafica velocidad angular en tobillo derecho, vuelta 1



(a) Frame 470



(b) Frame 514

Figura 3.5: Detección de Swing inicial

El mismo procedimiento se aplicó a los datos correspondientes a la segunda vuelta. Se observó nuevamente el mismo patrón identificado previamente, donde valores de velocidad angular inferiores a -300 °/s se asocian consistentemente con el inicio de la fase de swing. En la figura 3.6 se presenta la velocidad angular del tobillo a lo largo de la segunda vuelta.

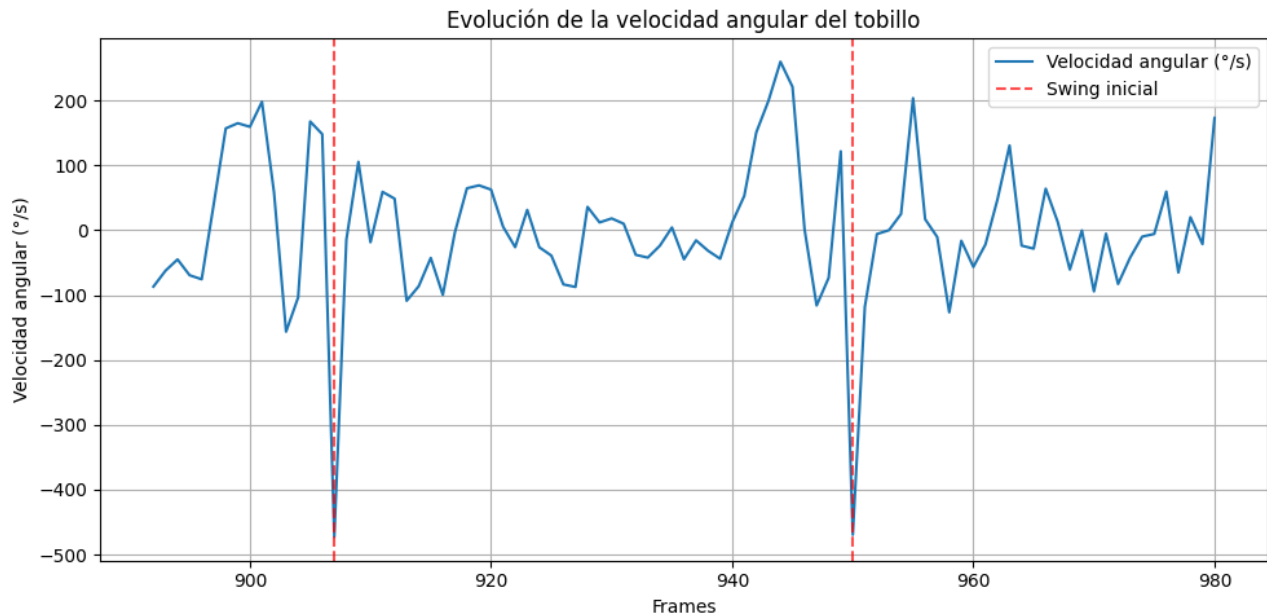


Figura 3.6: Grafica velocidad angular en tobillo derecho, vuelta 2

En la tabla 3.1 se presentan los valores de la velocidad angular en el tobillo en los frames detectados como swing inicial a lo largo de las dos vueltas. Se detectaron 4 eventos de swing

inicial, a lo largo de 4 ciclos de la marcha, lo cual corresponde a que en cada ciclo de la marcha fue detectado el evento de swing inicial.

Frame	Evento	Velocidad angular en tobillo ($^{\circ}/s$)
470	Swing inicial	-491.74
514	Swing inicial	-531.92
907	Swing inicial	-472.6
950	Swing inicial	-469.45

Tabla 3.1: Detección swing inicial

Simulación pie caído

Se repite el procedimiento para la detección de esta fase de la marcha en la simulación de un paciente con pie caído.

En la figura 3.7 correspondiente a la primera vuelta de la simulación del pie caído, se observan picos en los que la velocidad angular llega a ser menor que -200 $^{\circ}/s$, al revisar los frames en los que se obtienen estos picos, se observa que estos corresponden a la fase de swing inicial, los cuales se ilustran en la figura 3.8.

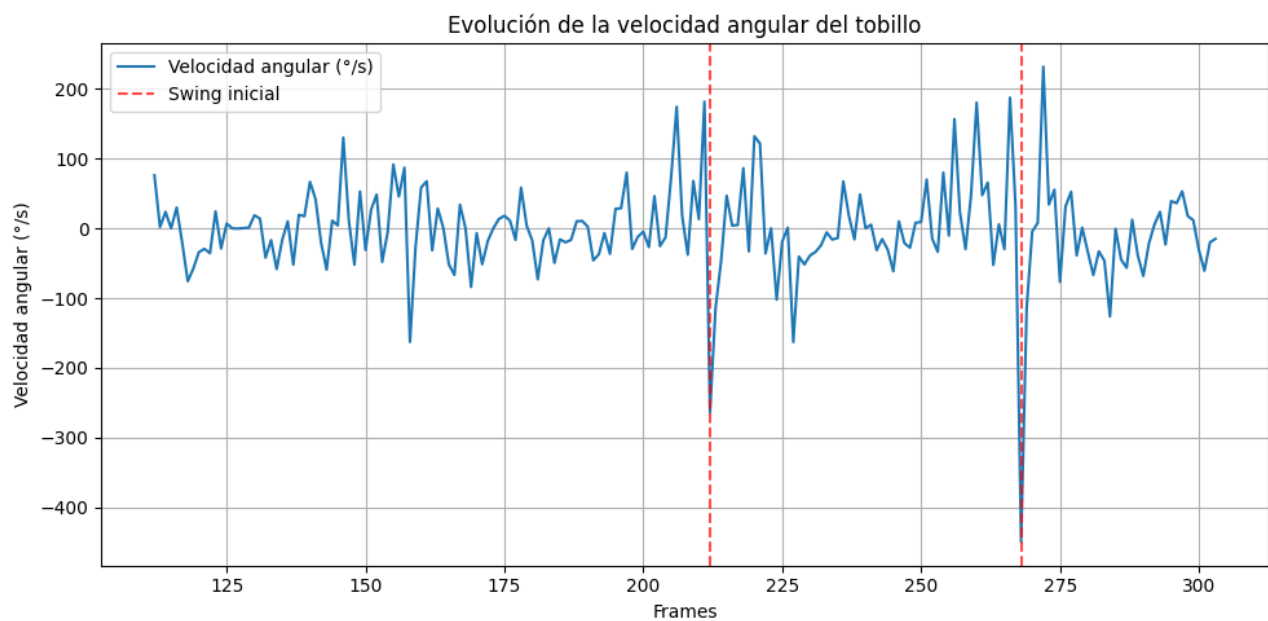


Figura 3.7: Grafica velocidad angular en tobillo derecho de simulación de pie caído, vuelta 1



(a) Frame 212



(b) Frame 268

Figura 3.8: Detección de Swing inicial en pie caído

3. 3.2. Fase final de Oscilación-Heel strike

El ciclo de la marcha concluye cuando el mismo pie vuelve a realizar un nuevo contacto inicial (choque del talón o heel strike) como se ilustra en la pierna derecha (color gris) de la figura 3.9.

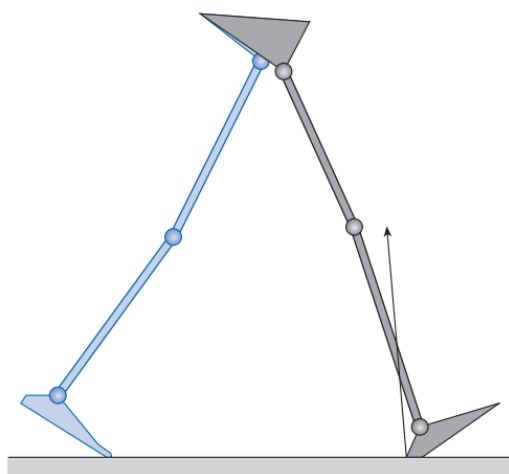


Figura 3.9: Heel strike, extracto de [11]

Para la detección del evento correspondiente al choque del evento de la pierna derecha se usa la pierna izquierda, considerando que cuando una pierna está en su etapa de heel strike, la otra se encuentra en su etapa pre swing como se ilustra en la figura 3.10; se aplica dicho criterio debido a que se busca emplear la misma metodología en un paciente con pie caído y los pacientes presentan dificultades durante este evento (heel strike) de la marcha debido a la

limitación para realizar la dorsiflexión del pie, es por ello que se busca detectar dicho evento en la pierna contraria.

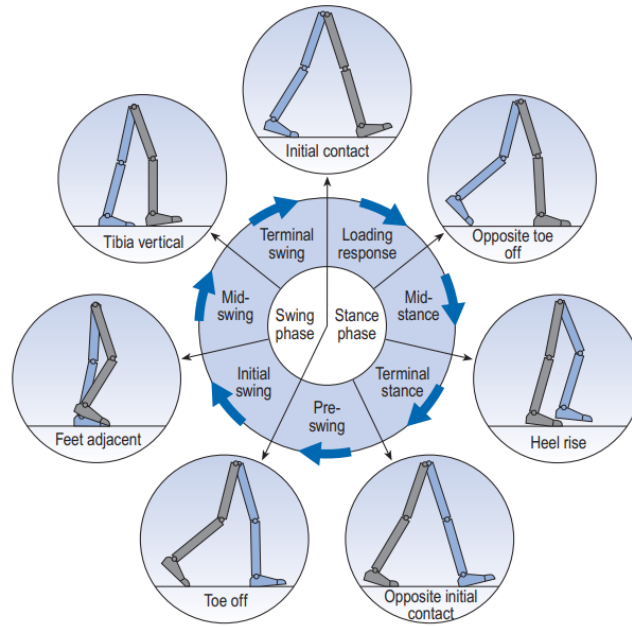


Figura 3.10: Eventos en el ciclo de la marcha, extracto de [11]

Haciendo uso de las funciones de MediaPipe, se pueden obtener las coordenadas de cada landmark dentro de cada frame, se agrega las condicionantes descritas en el algoritmo 2.

Algorithm 2: Detección heel strike

```

current phase = "Desconocida"
if current phase == "Swing": then
    if  $foot\ index\ left\ y > heel\ left\ y + 5$ : then
        ;
        heel strike count += 1 ;
        current phase = "stance"
    end if

```

En la figura 3.11 se aprecia que, durante esta etapa, el talón inicia su elevación respecto al suelo. Con base en ello, se estableció como criterio de detección la comparación entre las coordenadas en el eje y del talón y de la punta del pie. Cuando la coordenada en y de la punta del pie es mayor que la del talón, se considera que ocurre el despegue del talón. Para reducir posibles errores de clasificación asociados al ruido en la captura, se incorporó un margen

adicional de 5 píxeles en dicha diferencia.

Asimismo, y con el fin de garantizar la coherencia con la secuencia biomecánica del ciclo de la marcha, esta fase únicamente se identifica si previamente se ha detectado el inicio de la fase de oscilación y una vez detectado el primer choque del talón se pasará a estar en la fase de *stance* (apoyo), evitando así falsas detecciones, detecciones en frames consecutivos o solapamientos entre eventos.

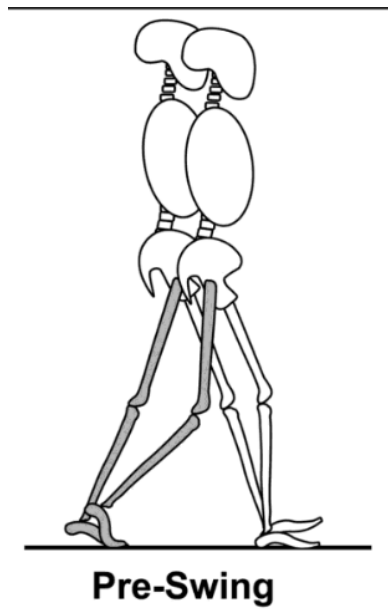


Figura 3.11: Pre swing, extracto de [31]

Sujeto sano

En la figura 3.12 se observa la detección del choque del talón la cual va seguida de la detección del swing inicial, tal y como se ejecuta en el ciclo de la marcha. En la figura 3.13 se muestran los frames donde se detectó ésta fase de la marcha.

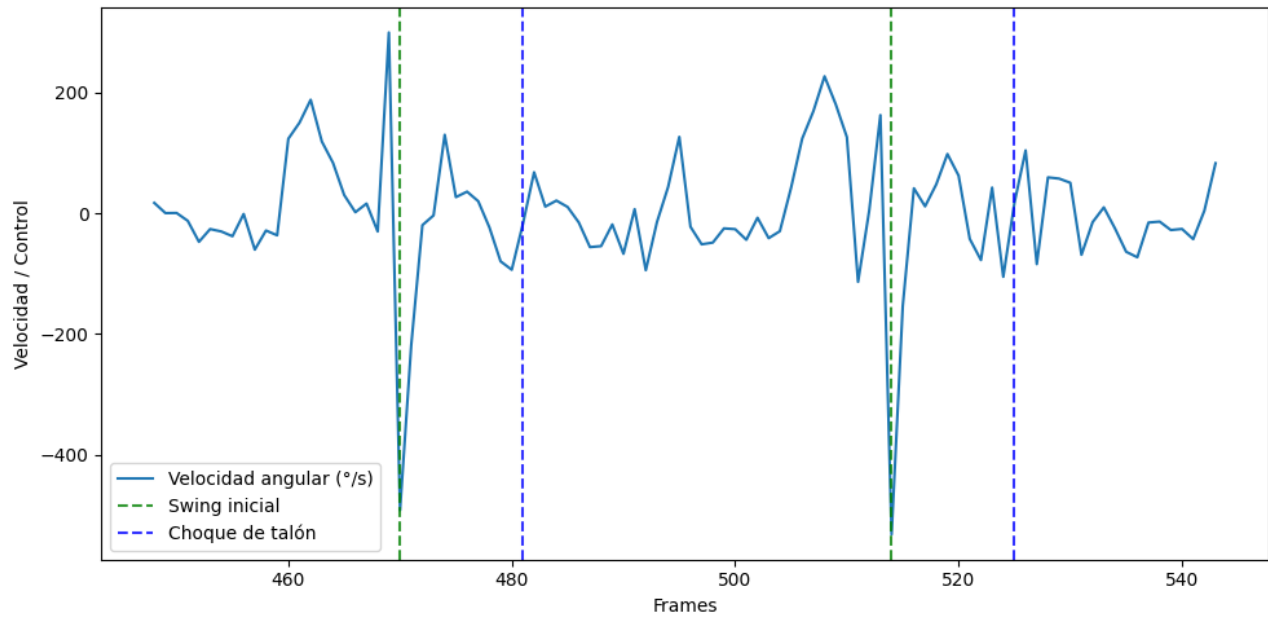


Figura 3.12: Detección choque del talón, vuelta 1



(a) Frame 481



(b) Frame 525

Figura 3.13: Detección Heel strike

Simulación pie caído

Se aplicaron las mismas pruebas y la metodología utilizadas en el sujeto sano. Sin embargo, no fue posible obtener una detección precisa de este evento en los pacientes con pie caído. Incluso al intentar identificar dicho evento en la pierna no afectada, se evidenció que las fases de la marcha se encuentran alteradas en ambas extremidades, lo que sugiere que esta condición impacta de manera bilateral la mecánica de la marcha.

3. 4. Fase de apoyo-Stance

La fase de apoyo (stance) se define desde el instante en que ocurre el choque del talón, que marca el fin de la fase de oscilación, hasta el despegue del pie. El algoritmo identifica esta fase mediante la detección de sus eventos de inicio y término dentro del ciclo de la marcha. Una vez confirmado el evento de finalización de la fase de apoyo, el algoritmo actualiza el estado y establece que el sistema ha finalizado la fase de apoyo.

3. 4.1. Despegue del pie-Toe off

El despegue del pie del suelo (Toe off) suele producirse alrededor del 60% del ciclo de la marcha. Este momento delimita el paso del pre-swing al inicio del swing, indicando el término de la fase de apoyo y el comienzo de la fase de oscilación como se ilustra en la figura 3.14.

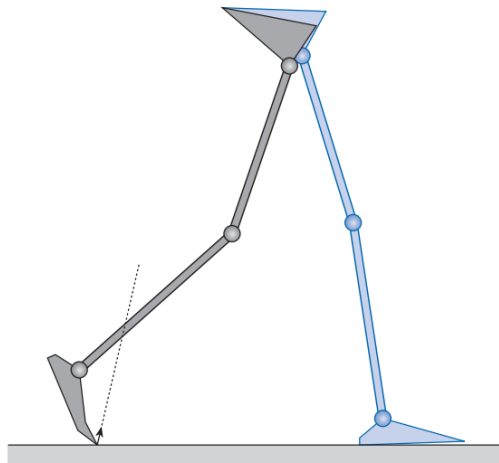


Figura 3.14: Toe off, extracto de [11]

Sujeto sano

Para reducir las falsas detecciones y evitar que el sistema identifique el mismo evento en fotogramas consecutivos, se estableció que, una vez detectado el despegue del pie, el algoritmo marque el fin de la fase de apoyo. A partir de ese momento, no se permite una nueva detección de despegue del pie hasta que ocurra el evento de choque de talón, el cual marca la transición de la fase de oscilación de regreso a la fase de apoyo.

En la primera vuelta ilustrada en la figura 3.15 se observan dos picos en los que la velocidad angular llega a ser mayor que $180 \text{ }^\circ/\text{s}$ y menor que $-250 \text{ }^\circ/\text{s}$, al revisar los frames (figura 3.16) en los que se obtienen estos picos, se observa que estos corresponden a la fase de despegue del pie (toe off).

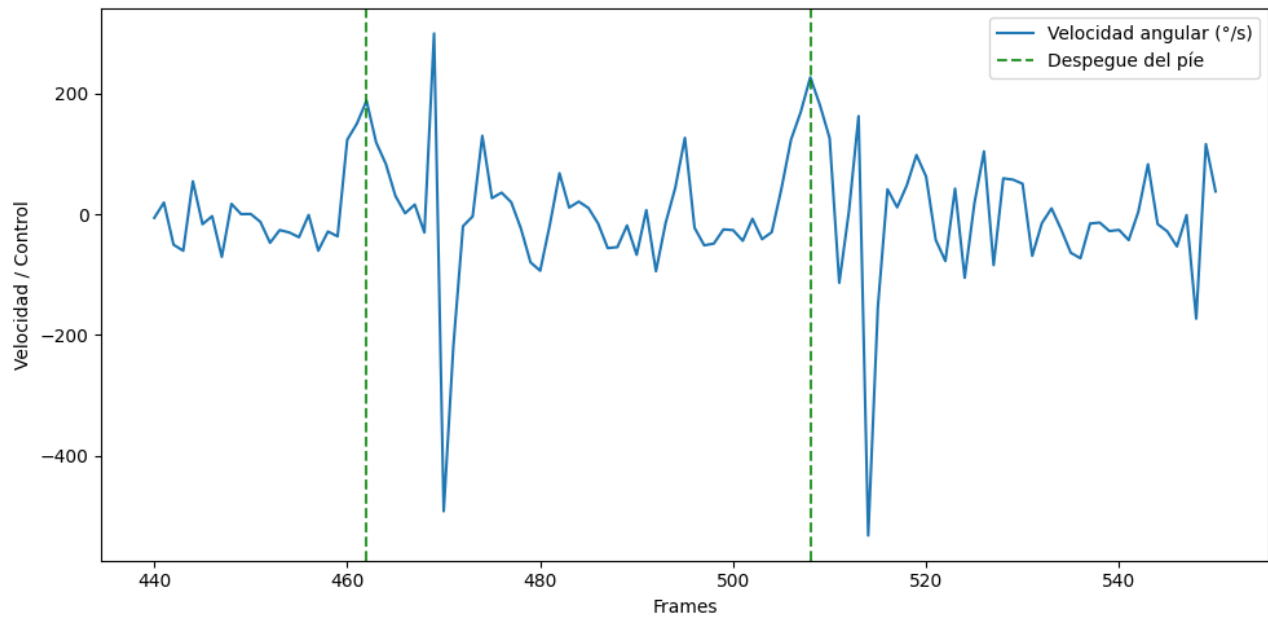


Figura 3.15: Grafica velocidad angular en tobillo derecho, vuelta 1



(a) Frame 462



(b) Frame 508

Figura 3.16: Detección Toe off

En la tabla 3.2 se presentan los valores de la velocidad angular en el tobillo en los frames detectados como toe off a lo largo de las dos vueltas.

Frame	Evento	Velocidad angular en tobillo ($^{\circ}/s$)
462	Despegue del pie	187.95
508	Despegue del pie	226.82
901	Despegue del pie	198.02
943	Despegue del pie	199.13

Tabla 3.2: Detección evento despegue del pie

Simulación pie caído

En la primer vuelta ilustrada en la figura 3.17 se observan dos picos en los que la velocidad angular llega a ser mayor que $150^{\circ}/s$ y menor que $180^{\circ}/s$, al revisar los frames (figura 3.18) en los que se obtienen estos picos, se observa que estos corresponden a la fase de toe off.

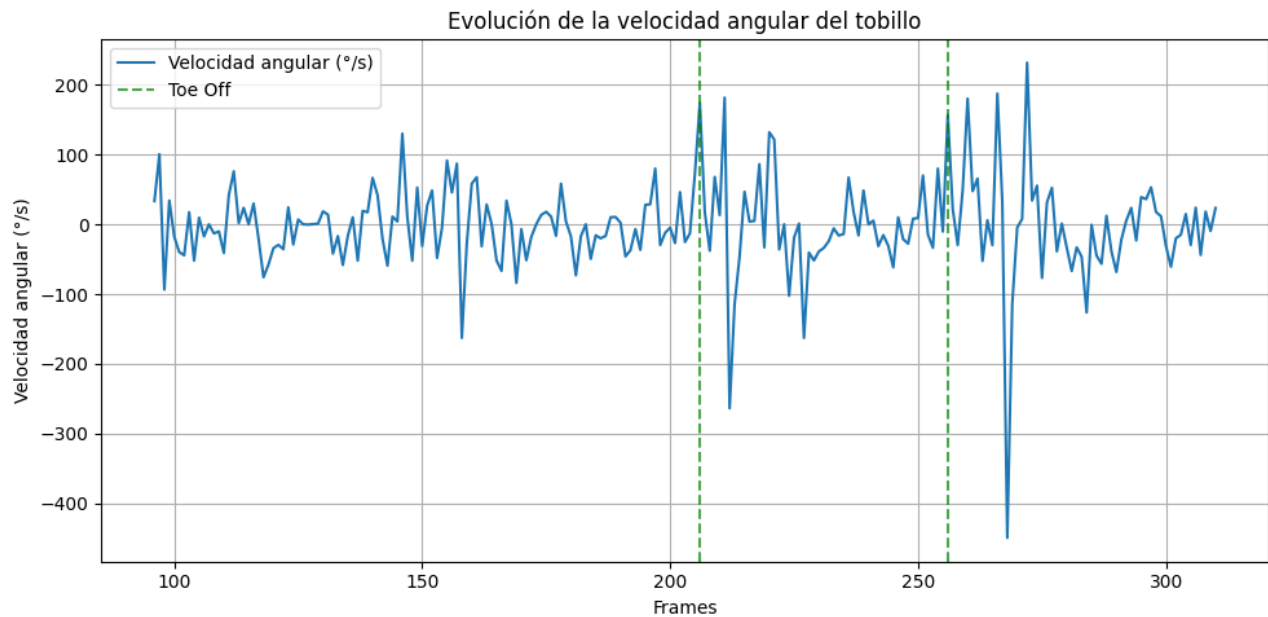


Figura 3.17: Grafica velocidad angular en tobillo derecho simulación pie caído, vuelta 1



(a) Frame 206



(b) Frame 256

Figura 3.18: Detección Toe off en pie caído

3. 4.2. Propuesta de control

La oscilación, o chattering, es un comportamiento no deseado que aparece en los sistemas de control ON/OFF cuando la señal de control conmuta de forma rápida y continua entre los estados activo e inactivo.

Para evitar la oscilación entre las detecciones de las fases de la marcha se contemplaron los siguientes parámetros:

- El sistema inicia en una fase desconocida. Al detectarse el primer evento de swing inicial, se da comienzo a la fase de oscilación. Este evento no vuelve a ser reconocido hasta que el sistema regresa nuevamente a una fase desconocida.
- Una vez identificado el evento de choque de talón, finaliza la fase de oscilación e inicia la fase de apoyo. Este evento no se vuelve a detectar hasta que el sistema nuevamente esté en la fase de oscilación al haber detectado previamente el evento de swing inicial.
- La detección del despegue del pie indica el final de la fase de apoyo. Este evento no vuelve a ser considerado hasta que el sistema se encuentre otra vez en la fase de apoyo. Tras finalizar dicha fase, el estado actual se restablece a una fase desconocida.
- Estos criterios se aplican únicamente a la primera detección de cada evento dentro de un ciclo de marcha.

Siguiendo la metodología empleada en [10], en el cual se emplea una máquina de estados finitos que cuenta con tres estados A, B, C y tres entradas correspondientes a contacto inicial, contacto

final y pausa. Donde A corresponde al estado de no estimulación, B corresponde a la estimulación activa en el músculo tibial anterior y C corresponde a la estimulación activa en los músculos gastrocnemios.

En la propuesta de control planteada en el presente proyecto se emplean únicamente dos estados y dos entradas para el desarrollo de un control de tipo ON/OFF, el cual simula el encendido y apagado de un controlador FES. Se considera que el músculo tibial anterior permanece activo durante las tres subfases de la fase de oscilación, mientras que los músculos gastrocnemios se activan durante las dos subfases correspondientes a la fase de apoyo. En función de la fase de la marcha detectada por el sistema, se genera una señal de estimulación dirigida al grupo muscular correspondiente.

Con la detección de los 3 eventos de la marcha realizadas en la sección anterior, se determina el inicio y el fin de la fase de oscilación y el inicio y el fin de la fase de apoyo. Se desarrolla un prototipo de control tipo on/off usando la detección de las fases de la marcha, como se ilustra en el algoritmo 3.

Algorithm 3: Control on/off

```
fase actual = "Desconocida"
control on tibial = 0
control on gastrocnemios = 0
if fase actual = Swing: then
    control on tibial = 1;
else if fase actual = Stance: then
    control on gastrocnemios = 1;
    control on tibial = 0;
end if
```

Se supone que el estado actual es desconocido; al detectar el evento swing inicial cambia su estado actual a *Swing* y se activa la estimulación aplicada al *tibial anterior*; al detectar el evento de heel strike, cambia su estado actual a *Stance*, empieza la activación a los *músculos gastrocnemios* y termina la estimulación del *tibial anterior*; al detectar el evento toe off, termina la fase de *stance*, se termina la estimulación en los *músculos gastrocnemios* y su estado actual vuelve a ser nuevamente desconocido. La activación de la estimulación del controlador FES se ilustra en la figura 3.19.

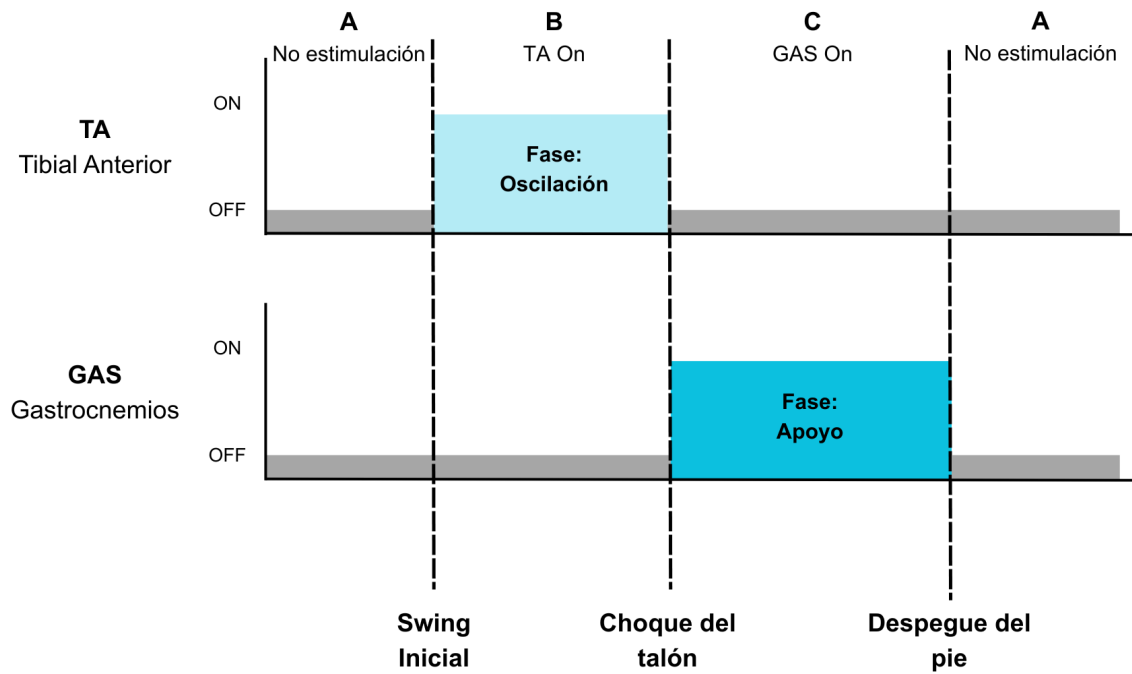


Figura 3.19: Control on/off en controlador FES

Capítulo 4

Resultados

4. 0.1. Factibilidad de uso de visión artificial

Los resultados arrojaron un conjunto de criterios clave que se ilustran en la figura 4.1 útiles para seleccionar estrategias de sensores en sistemas FES para asistencia o rehabilitación de pacientes con SPC.. Es importante señalar que la inclusión de más de uno de estos criterios es esencial para su consideración en un sistema FES. Sin embargo, los artículos se dividieron según el criterio principal que consideraban para clasificarlos. También es importante mencionar que esta clasificación se basa únicamente en el método de detección.

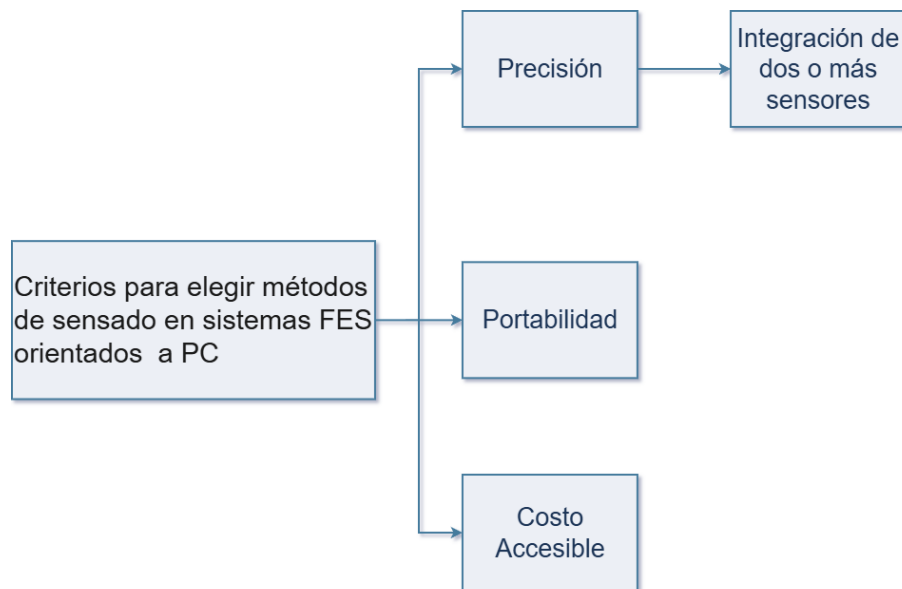


Figura 4.1: Criterios para selección de sensor en sistema FES

4. 0.2. Detección fases de la marcha

Precisión Mediapipe

Para la comparación de la precisión de MediaPipe se compararon los resultados de cálculo de ángulos vs Kinovea. Es importante señalar que las diferencias entre las mediciones se pueden deber a las ligeras diferencias de ubicación que tomo Mediapipe como articulaciones y las ubicadas en Kinovea, sin embargo, se encontró una precisión muy alta (ver figura 4.2)

Frame	Mediapipe (°)	Kinovea (°)
462	114.05	110.8
470	115.44	112.7
508	114.94	114
514	106.36	106.9

Tabla 4.1: Parámetros estadísticos en pie caído



(a) Frame 462



(b) Frame 470



(c) Frame 508



(d) Frame 514

Figura 4.2: Mediciones ángulo tobillo Kinovea

Precisión detección de eventos

Para la comprobación de la precisión del algoritmo propuesto para la detección de los eventos de la marcha se le pidió al sujeto caminar un total de 10 vueltas, solamente de ida, donde la pierna de interés fuera la más cercana a la cámara, se le pidió el mismo procedimiento tanto para su marcha habitual como para la simulación de pie caído.

Sujeto sano

Después de un filtrado manual quitando errores donde se corta el video debido a que deja de estar todo el cuerpo del sujeto en cámara, se procede a analizar todos los frames en los que hubo una detección de cada fase, con ayuda de la función *visibility* de mediapipe, se realizó una

prueba para la detección, donde se consideró que los 3 landmarks de interés (rodilla, tobillo y punta del pie) tienen que tener una visibilidad determinada para ser detectados como un evento válido. En la tabla 4.2 se muestra los resultados obtenidos cuando se considera una visibilidad de 0.9.

Evento	Número de detecciones	Detecciones correctas	Precisión(%)
Swing inicial	12	12	100
Toe off	15	12	80
Heel strike	17	16	94.12

Tabla 4.2: Precisión eventos de la marcha vis=0.9

En la tabla 4.3 se muestran los resultados obtenidos cuando no se pone alguna condicionante a la visibilidad de los landmarks

Evento	Número de detecciones	Detecciones correctas	Precisión (%)
Swing inicial	15	15	100
Toe off	17	13	76.47
Heel strike	21	20	95.94

Tabla 4.3: Precisión eventos de la marcha

Se observa que al aplicar un metodo de filtrado en la visibilidad de los landmarks se tienen menor errores en la detección de las fases pero se pierde información en cuanto a las detecciones de las fases. El sujeto realizó un total de 10 vueltas; cada vuelta corresponde aproximadamente a dos ciclos de la marcha

Simulación paciente pie caído

En la tabla 4.4 se muestra la precisión obtenida en la simulación del paciente con pie caído.

Evento	Número de detecciones	Detecciones correctas	Precisión (%)
Swing inicial	12	12	100
Toe off	25	13	52
Heel strike	-	-	-

Tabla 4.4: Precisión eventos de la marcha en pie caído

Se observa que en el evento despegue del talón se obtuvo una menor precisión en comparación con el sujeto sano y el evento del choque del talón no se pudo detectar con el algoritmo propuesto. Con la información recabada en la revisión sistemática se observa que el 46.7% de los artículos enfocados en la búsqueda de la precisión de sus sistemas de detección, emplean dos o más sensores.

4. 0.3. Propuesta de control

Al detectar los eventos que conforman el inicio y el fin de las dos fases en el ciclo de la marcha, se pudo desarrollar una propuesta de control basada en la estimulación de dos músculos que intervienen en estas dos fases.

Se realizó la prueba de la propuesta de control en las detecciones de los eventos realizadas en el sujeto sano para fines demostrativos, debido a que éste fue el que tuvo una mejor detección en los 3 eventos.

En la figura 4.3 se observa el control activado en los músculos gastrocnemios al inicio y fin de la fase de apoyo.

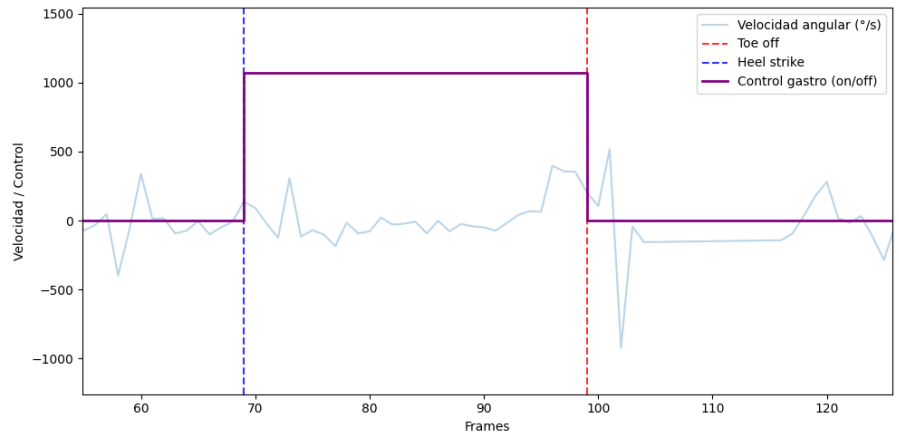


Figura 4.3: Control activado en fase de apoyo

En la figura 4.4 se observa el control activado en el músculo tibial anterior al detectar el inicio y fin de la fase de oscilación.

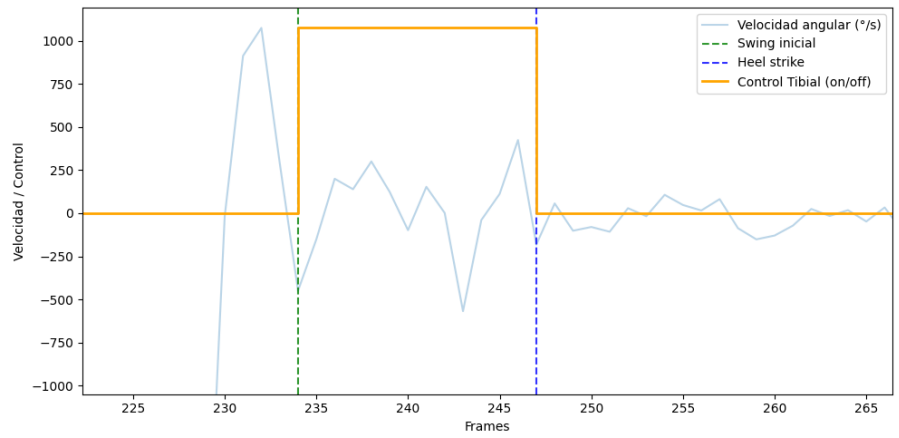


Figura 4.4: Control activado en fase de oscilación

Capítulo 5

Discusión

De acuerdo a la revisión sistemática realizada, se concluye que el uso de la visión artificial es factible para su implementación en sistemas FES; el uso de webcams permite establecer un sensor que no sea invasivo para el paciente, lo cual permitirá que éste se pueda mover libremente y eliminará errores o ruido relacionado al movimiento de los sensores en el cuerpo; a la par, se trata de un sensor de bajo costo, lo que facilita su adquisición para la implementación en un sistema FES.

La detección de eventos de la marcha presentada en este trabajo se plantea como un estudio introductorio sobre la viabilidad del uso de visión artificial para este fin. Aunque algunos eventos se identifican utilizando valores umbral, el objetivo no es definir umbrales específicos para sujetos sanos o para pacientes, sino establecer un método general de detección basado en la información proporcionada por la visión artificial. Debido a la variabilidad natural en el patrón de marcha de cada individuo, será necesaria una calibración independiente por participante para determinar los umbrales adecuados a sus características particulares.

Se obtuvo una alta precisión en la detección de eventos de la marcha en el sujeto sano; sin embargo, dicha precisión disminuyó al simular la condición de pie caído. Esto puede atribuirse a las alteraciones propias del ciclo de marcha en pacientes con esta afectación. La literatura señala que, para alcanzar niveles más altos de precisión, es común emplear dos o más sensores. Esta estrategia podría integrarse al sistema propuesto en este proyecto. Por ejemplo, el evento de choque de talón, que no pudo ser identificado mediante el algoritmo desarrollado, podría detectarse mediante sensores de presión como complemento a la visión artificial.

Otro aspecto destacable de éste sistema de detección es la facilidad con la que permite

calcular distintos parámetros biomecánicos, como ángulos articulares, velocidad angular y aceleración, entre otros, en diversas articulaciones del cuerpo al mismo tiempo. Este trabajo se centró en el análisis del comportamiento del tobillo pero algunas articulaciones como lo son la cadera y la rodilla también tienen comportamientos característicos en cada evento del ciclo de la marcha que podrían contribuir en la mejora de su detección.

Al haber detectado los eventos correspondientes al inicio y fin de las fases del ciclo de la marcha, se pudo establecer una propuesta de control con un enfoque a la estimulación de estas dos fases, enfocándose en la necesidad de la estimulación en músculos específicos en cada etapa.

Una de las limitaciones del presente proyecto radica en la falta de implementación del algoritmo de detección de eventos propuesto en pacientes con pie caído, así como en el tamaño reducido de la población de sujetos sanos en la que se evaluó dicha detección. No obstante, el proyecto se centra en el análisis de los patrones del ciclo de la marcha de cada individuo; por ello, se plantea emplear el algoritmo para el análisis personalizado de la marcha, con el objetivo de lograr una detección más precisa de los distintos eventos del ciclo de la marcha.

Como consideraciones a trabajos futuros para mejorar la detección de este algoritmo se propone:

- Realizar las pruebas con una población mayor y con una población con pacientes con pie caído.
- Validar la precisión de Mediapipe contra algún sistema estándar que sea usado en los sistemas FES.
- Implementar algoritmos propios del reconocimiento de patrones en las distintas articulaciones que intervienen en cada evento de la marcha.
- Mejorar la precisión de la detección con el uso de otro sensor.

Capítulo 6

Conclusiones

Considerando los criterios propuestos para la selección de sensores para sistemas FES según la revisión del estado del arte, se concluye que el uso de cámaras (webcams) como método de medición es viable, ya que se trata de sensores no invasivos, portátiles, de bajo costo. Asimismo, de acuerdo con los resultados obtenidos en el presente proyecto, la combinación del uso de cámaras con un algoritmo adecuado de detección de eventos del ciclo de la marcha permite alcanzar una alta precisión en la identificación de dichos eventos. Adicionalmente, esta estrategia proporciona información detallada de diversos segmentos y articulaciones del cuerpo, lo que, al integrarse, contribuye a mejorar la precisión del proceso de detección. En conjunto, el sensor propuesto y el algoritmo desarrollado permitirían que el paciente camine de manera libre durante su proceso de rehabilitación. No obstante, la precisión y exactitud de la detección de eventos en un paciente con pie caído queda pendiente de validar.

Bibliografía

- [1] Rakesh Pilkar, Arvind Ramanujam, and Karen J Nolan. Alterations in spectral attributes of surface electromyograms after utilization of a foot drop stimulator during post-stroke gait. *Frontiers in neurology*, 8:449, 2017.
- [2] Chen Peishun, Zhou Haiwang, Li Taotao, Guan Hongli, Min Yu, and Zhang Wanrong. Changes in gait characteristics of stroke patients with foot drop after the combination treatment of foot drop stimulator and moving treadmill training. *Neural plasticity*, 2021(1):9480957, 2021.
- [3] Mohamed Amine Alouane, Hala Rifai, Kwangtaek Kim, Yacine Amirat, and Samer Mohamed. Hybrid impedance control of a knee joint orthosis. *Industrial Robot: the international journal of robotics research and application*, 46(2):192–201, 2019.
- [4] AP Page and CT Freeman. Point-to-point repetitive control of functional electrical stimulation for drop-foot. *Control Engineering Practice*, 96:104280, 2020.
- [5] Simão Carvalho, Ana Correia, Joana Figueiredo, Jorge M Martins, and Cristina P Santos. Functional electrical stimulation system for drop foot correction using a dynamic narx neural network. *Machines*, 9(11):253, 2021.
- [6] Lin Meng, Bernd Porr, and Henrik Gollee. Technical developments of functional electrical stimulation to restore gait functions: Sensing, control strategies, and current commercial systems. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2017(6):1319–1334, 2017.
- [7] Javier Gil-Castillo, Fady Alnajjar, Aikaterini Koutsou, Diego Torricelli, and Juan C Moreno. Advances in neuroprosthetic management of foot drop: a review. *Journal of neuro-engineering and rehabilitation*, 17(1):46, 2020.

- [8] Estefanía González-Graniel, Jorge A Mercado-Gutierrez, Saúl Martínez-Díaz, Iliana Castro-Liera, Israel M Santillan-Mendez, Oscar Yanez-Suarez, Ivett Quiñones-Uriostegui, and Gerardo Rodríguez-Reyes. Sensing and control strategies used in fes systems aimed at assistance and rehabilitation of foot drop: a systematic literature review. *Journal of Personalized Medicine*, 14(8):874, 2024.
- [9] Rahul K Nath and Chandra Somasundaram. Incidence, etiology, and risk factors associated with foot drop. *Eplasty*, 23:e16, 2023.
- [10] E Gonzalez-Gutierrez, JA Mercado-Gutierrez, and O Yanez-Suarez. An exploration on the use of imus for real-time detection of gait events, towards closed-loop gait rehabilitation based on functional electrical stimulation. In *Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, pages 293–303. Springer, 2024.
- [11] Michael W Whittle. *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann, 2014.
- [12] C Kirtley. Introduction: Theory and practice in gait analysis. *Clinical Gait Analysis; Churchill Livingstone: Edinburgh, UK*, 2006.
- [13] Romildo Don, Mariano Serrao, Paolo Vinci, Alberto Ranavolo, Angelo Cacchio, Francesco Ioppolo, Marco Paoloni, Rita Procaccianti, Flaminia Frascarelli, Fabio De Santis, et al. Foot drop and plantar flexion failure determine different gait strategies in charcot-marie-tooth patients. *Clinical biomechanics*, 22(8):905–916, 2007.
- [14] Subhadra L Nori and Michael F Stretanski. Foot drop. *StatPearls [Internet]*, 2024.
- [15] DB Popović. Principles of command and control for neuroprostheses. In *Implantable Neuroprostheses for Restoring Function*, pages 45–58. Elsevier, 2015.
- [16] Jorge Mercado, Joaquin Castillo Salazar, Cinthya Toledo, Jimena Quinzaños-Fresnedo, Ana Aguirre, L. Leija, A. Vera, and Josefina Martinez. A simple approach for eeg-fes triggered upper limb rehabilitation. 07 2019.
- [17] L Granados, I Bazán, and A Ramírez-García. Diseño e implementación de un sistema con electrogoniometría y electromiografía para análisis de movimiento. In *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, volume 5, pages 282–285, 2018.

- [18] Thomas Schauer. Sensing motion and muscle activity for feedback control of functional electrical stimulation: Ten years of experience in berlin. *Annual Reviews in Control*, 44:355–374, 2017.
- [19] C Salchow-Hömmen, M Skrobot, MCE Jochner, T Schauer, AA Kühn, and N Wenger. Review-emerging portable technologies for gait analysis in neurological disorders. *front hum neurosci.* 2022; 16: 768575, 2022.
- [20] Thomas Seel, Jorg Raisch, and Thomas Schauer. Imu-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors*, 14(4):6891–6909, 2014.
- [21] Matija D Štrbac, Nebojša M Malešević, Radoje Čobeljić, and Laszlo Schwirtlich. Feedback control of the forearm movement of tetraplegic patient based on microsoft kinect and multi-pad electrodes. *Journal of Automatic Control*, 21(1):7–11, 2013.
- [22] Matija Štrbac, Slobodan Kočović, Marko Marković, and Dejan B Popović. Microsoft kinect-based artificial perception system for control of functional electrical stimulation assisted grasping. *BioMed research international*, 2014(1):740469, 2014.
- [23] Eloi García. Visión artificial. *FUOC Fundación para la Universitat Oberta de Catalunya*, 2012.
- [24] Rafael C Gonzalez. *Digital image processing*. Pearson education india, 2009.
- [25] Damián Jorge Match. Redes neuronales: Conceptos básicos y aplicaciones. *Universidad Tecnológica Nacional, México*, 41:12–16, 2001.
- [26] Katsuhiko Ogata. *Ingeniería de control moderna*. Pearson educación, 2003.
- [27] James Wright, Vaughan G Macefield, Andre Van Schaik, and Jonathan C Tapson. A review of control strategies in closed-loop neuroprosthetic systems. *Frontiers in neuroscience*, 10:312, 2016.
- [28] Camma Damsted, Rasmus Oestergaard Nielsen, and Lars Henrik Larsen. Reliability of video-based quantification of the knee-and hip angle at foot strike during running. *International journal of sports physical therapy*, 10(2):147, 2015.

- [29] Pilar Fernández-González, Aikaterini Koutsou, Alicia Cuesta-Gómez, María Carratalá-Tejada, Juan Carlos Miangolarra-Page, and Francisco Molina-Rueda. Reliability of kinovea[®] software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors*, 20(11):3154, 2020.
- [30] Matthew J Page, Joanne E McKenzie, Patrick M Bossuyt, Isabelle Boutron, Tammy C Hoffmann, Cynthia D Mulrow, Larissa Shamseer, Jennifer M Tetzlaff, Elie A Akl, Sue E Brennan, et al. Declaración prisma 2020: una guía actualizada para la publicación de revisiones sistemáticas. *Revista española de cardiología*, 74(9):790–799, 2021.
- [31] M Burnfield. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(2):353, 2010.