



ESCUELA DE INGENIERÍA DE FUENLABRADA

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**TRABAJO FIN DE GRADO**

ANÁLISIS CINÉTICO BASADO EN LA ACTIVIDAD  
MUSCULAR Y EN SEÑALES CINEMÁTICAS PARA LA  
EVALUACIÓN DE LA MARCHA

Autor : Miguel Cirugeda Pablos

Tutor : Alberto Olivares González

Curso académico 2023/2024



*Dedicado a  
mi familia y a mis abuelos*



# Resumen

El análisis cinético se está convirtiendo en una herramienta cada vez más importante en proporcionar una descripción cuantitativa de las alteraciones de la marcha de un paciente. No sólo se utiliza para diagnosticar trastornos de la marcha, sino que también se usa para la selección y evaluación de tratamientos.

Por lo general, la gran mayoría de estos estudios cinéticos requieren el acceso y el uso de complejos aparatos experimentales que implican largos procesos de análisis de datos. La metodología propuesta en este proyecto reduce considerablemente esta carga de trabajo al calcular variables cinéticas, como el torque y la potencia articular, simplemente a través de señales electromiográficas y señales cinemáticas, sin la necesidad de la recogida de otro tipo de datos, como la fuerza de reacción del suelo.

Como se ha mencionado, la principal característica de la técnica aquí presentada es la simplificación de dicho análisis, el cual permite también disminuir notablemente el número de instrumentos utilizados, tal y como ocurre en el caso de las plataformas de fuerza. De esta forma, la manera simplificada con la que este método está construido, hace de este tipo de análisis una técnica de evaluación rápida, a partir de la cual se obtienen parámetros cinéticos a través de un bajo coste computacional.

La variabilidad intersujeto, las condiciones experimentales, los métodos y errores de medición y los protocolos de análisis hacen que las señales cinéticas obtenidas no tengan una alta correlación con las señales disponibles en la literatura. Con la grabación y evaluación de un mayor número de sujetos o de un mayor número de ciclos de marcha se podrían haber obtenido unos resultados más consistentes. De esta manera, se podría haber proporcionado una validación más robusta, pudiendo así afirmar que la metodología aquí desarrollada podría generar con éxito tendencias cinéticas a partir de señales electromiográficas y cinemáticas.



# Agradecimientos

Lo primero agradecer a mi tutor Alberto, por confiar en mi y darme la oportunidad de realizar este Trabajo Fin de Grado (TFG).

También, quisiera expresar mi más profundo agradecimiento a mi familia. Gracias por servirme de apoyo a lo largo de toda la carrera durante estos años. Gracias, de corazón, por estar siempre a mi lado y ser mi mayor fuente de inspiración.





# Índice general

<b>Resumen</b>	<b>IV</b>
<b>Agradecimientos</b>	<b>VI</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>X</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>XII</b>
<b>Lista de acrónimos y abreviaturas</b>	<b>XIV</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Contexto y motivación . . . . .	1
1.1.1. Ciclo de la marcha . . . . .	2
1.1.2. Alteraciones de la marcha . . . . .	3
1.1.3. Electromiografía . . . . .	5
1.1.4. Patrón cinemático durante la marcha . . . . .	7
1.1.5. Brazo de momento . . . . .	11
1.1.6. Momento articular . . . . .	12
1.1.7. Potencia articular . . . . .	14
1.2. Estado del arte . . . . .	16
1.3. Objetivos . . . . .	18
1.4. Estructura de la memoria . . . . .	19
<b>2. Metodología</b>	<b>20</b>
2.1. Datos del laboratorio . . . . .	20
2.2. Datos de la literatura . . . . .	25
2.3. Preprocesamiento de los datos . . . . .	28
2.4. Procesamiento de EMG a Fuerza . . . . .	30
2.5. Torque y Potencia . . . . .	33

<b>3. Resultados de los Experimentos</b>	<b>36</b>
3.1. Resultados . . . . .	36
3.2. Validación y discusión . . . . .	39
<b>4. Conclusiones y Líneas Futuras</b>	<b>47</b>
4.1. Competencias adquiridas . . . . .	47
4.2. Conclusiones . . . . .	47
4.3. Líneas futuras . . . . .	48
<b>Anexo</b>	<b>50</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>75</b>

# Índice de figuras

1.1. Fases del ciclo de la marcha. . . . .	3
1.2. Señal electromiográfica. . . . .	5
1.3. Unidad motora. . . . .	6
1.4. Cinemática de la cadera en el plano sagital. . . . .	7
1.5. Cinemática de la cadera en el plano frontal. . . . .	8
1.6. Cinemática de la cadera en el plano transversal. . . . .	8
1.7. Cinemática de la rodilla en el plano sagital. . . . .	9
1.8. Cinemática de la rodilla en el plano frontal. . . . .	9
1.9. Cinemática de la rodilla en el plano transversal. . . . .	10
1.10. Cinemática del tobillo en el plano sagital. . . . .	10
1.11. Cinemática del tobillo en el plano frontal. . . . .	11
1.12. Cinemática del tobillo en el plano transversal. . . . .	11
1.13. Momento interno de la cadera en el plano sagital. . . . .	13
1.14. Momento interno de la rodilla en el plano sagital. . . . .	13
1.15. Momento interno del tobillo en el plano sagital. . . . .	14
1.16. Potencia articular de la cadera. . . . .	15
1.17. Potencia articular de la rodilla. . . . .	15
1.18. Potencia articular del tobillo. . . . .	16
2.1. Electromiógrafo de la marca Cometa. . . . .	21
2.2. Colocación de los electrodos de EMG. . . . .	22
2.3. Electromiografía del Recto Femoral Izquierdo. . . . .	22
2.4. IMU de la marca Technaid. . . . .	23
2.5. Colocación de los IMUs. . . . .	23
2.6. Cinemática de flexión/extensión de la rodilla izquierda. . . . .	24
2.7. Envoltentes de Gluteo Medio y Sartorio. . . . .	26
2.8. Brazos de momento. . . . .	27
2.9. Torque y potencia derivados de la literatura. . . . .	28

2.10. EMG filtrado, normalizado y segmentado del Recto Femoral Izquierdo. . . . .	30
2.11. Fuerza resultante generada por el Recto Femoral Izquierdo. . . . .	32
2.12. Flujo de trabajo de la metodología propuesta. . . . .	35
3.1. Señales de torque de la cadera y del tobillo. . . . .	36
3.2. Señales de potencia de la cadera y del tobillo. . . . .	37
3.3. Señales del torque de la cadera. . . . .	40
3.4. Señales del torque del tobillo. . . . .	41
3.5. Señales de la potencia de la cadera. . . . .	42
3.6. Señales de la potencia del tobillo. . . . .	43

# Índice de tablas

2.1. Músculos considerados para la grabación de EMG. . . . .	21
2.2. Ejemplo de tabla de eventos. . . . .	24
2.3. Fuerza Máxima Isométrica. . . . .	25
3.1. Coeficientes de amplificación. . . . .	37
3.2. Coeficientes de correlación. . . . .	38



# Lista de acrónimos y abreviaturas

**EMG** Electromiografía

**sEMG** Electromiografía de Superficie

**ACh** Acetilcolina

**Na<sup>+</sup>** Sodio

**Ca<sup>2+</sup>** Calcio

**IMU** Unidad de Medición Inercial

**EFP** Procesamiento EMG a Fuerza

**MVC** Máxima Contracción Voluntaria

**TFG** Trabajo Fin de Grado





# Capítulo 1

## Introducción

### 1.1. Contexto y motivación

Por lo general, para llevar a cabo la gran mayoría de análisis cinéticos para la evaluación de la marcha se requiere de la disponibilidad de equipos experimentales específicos tales como las plataformas de fuerza. Esto, a su vez, implica que se lleven a cabo largos y tediosos procesos de análisis de datos que conducen a la formulación de modelos de extremada complejidad.

En este sentido, en el presente Trabajo Fin de Grado (TFG) se realiza un análisis cinético basado en la activación muscular y los movimientos articulares de los miembros inferiores para la evaluación de la marcha. Más específicamente, el TFG se centra en la obtención de parámetros cinéticos, como torques y potencias, a través de datos recogidos en el laboratorio en forma de señales de electromiográficas y señales cinemáticas.

Como se ha mencionado anteriormente, la evaluación de la marcha es la principal aplicación de este tipo de análisis cinético descrito. La electromiografía, junto con datos cinéticos y cinemáticos, es una herramienta útil que permite el diagnóstico precoz de alteraciones relacionadas con la marcha. Además, esta información brinda a los médicos y científicos las herramientas necesarias para contribuir a la decisión del tratamiento a elegir. Del mismo modo, una vez elegido el tratamiento, también permite la evaluación del progreso y de la efectividad de las intervenciones quirúrgicas o los programas de rehabilitación escogidos.

El desarrollo y evaluación de exoesqueletos es otro de los usos de este análisis cinético. Este tipo de estudio es esencial, ya que las interacciones humano-exoesqueleto se basan principalmente en el intercambio de fuerzas y torques. Por lo tanto, la evaluación de la eficiencia y eficacia de este intercambio es esencial para llevar a cabo la valoración del dispositivo. Una interacción

positiva entre el ser humano y el exoesqueleto podría conducir a importantes mejoras físicas, mientras que un intercambio deficiente podría dar lugar a consecuencias perjudiciales como, por ejemplo, irritaciones de la piel, lesiones de tejidos blandos, caídas, etc... [1].

### **1.1.1. Ciclo de la marcha**

La marcha se define como el proceso de locomoción bípeda en posición erguida característica del ser humano. Mientras se desplaza el cuerpo hacia delante, la actividad alternante de los miembros inferiores ejerce las funciones de soporte del peso corporal, progresión y estabilidad. La marcha puede verse afectada por múltiples factores: intrínsecos (edad, sexo, etc.), extrínsecos (tipo de terreno, calzado, etc.), fisiológicos (embarazo, envejecimiento, etc.), psicológicos (estado de ánimo, personalidad, etc.) y patológicos (alteraciones neurológicas, musculoesqueléticas, etc.). Si bien es cierto que la influencia de estos factores puede modificar el patrón de la marcha, se ha demostrado que su variabilidad es escasa en individuos sanos [2].

La marcha está compuesta por una serie de acontecimientos que dan lugar a un patrón repetitivo llamado ciclo de la marcha, que se encuentra definido entre dos contactos sucesivos en el suelo con un mismo pie. Este ciclo se divide en dos períodos: apoyo y oscilación. El período de apoyo hace referencia al tiempo durante el cual el pie está en contacto con el suelo, mientras que el de oscilación es aquel en el que el pie se encuentra suspendido en el aire. En relación con la concordancia temporal, el período de apoyo representa el 60 % del ciclo de la marcha y se divide en contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo final y preoscilación. Por otro lado, el período de oscilación representa el 40 % del ciclo de la marcha y se divide en oscilación inicial, oscilación media y oscilación final. La combinación secuencial de estas fases permite a las extremidades inferiores realizar las tres tareas básicas de recepción de la carga, apoyo unipodal y avance. En la Figura 1.1 [2] se muestran las fases del ciclo de la marcha.

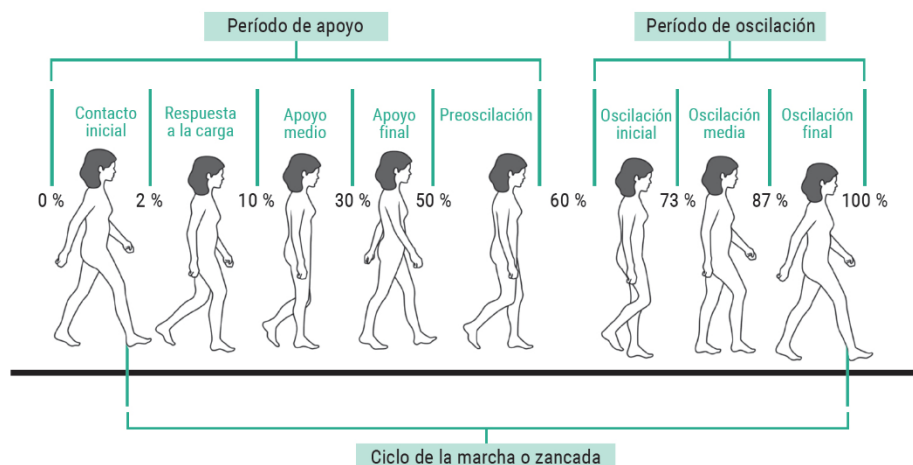


Figura 1.1: Fases del ciclo de la marcha.

Existen una serie de parámetros espaciotemporales que permiten monitorizar la progresión de un proceso patológico o evaluar la eficiencia de una intervención terapéutica. Los más ampliamente descritos en la literatura científica son [2]:

- **Cadencia:** número de pasos por unidad de tiempo.
- **Longitud de paso:** distancia entre el contacto de pies opuestos.
- **Tiempo de paso:** lapso de tiempo transcurrido entre el contacto de pies opuestos.
- **Longitud de zancada:** distancia entre un ciclo de la marcha.
- **Tiempo de zancada:** intervalo de tiempo del ciclo de la marcha.
- **Anchura de paso:** distancia entre ambos talones.
- **Velocidad:** distancia que recorre el cuerpo por unidad de tiempo.

### 1.1.2. Alteraciones de la marcha

La prevalencia de trastornos de la marcha y del equilibrio aumenta notablemente con la edad, desde alrededor del 10 % entre las edades de 60 y 69 años, a más del 60 % en personas mayores de 80 años [3]. Las alteraciones de la marcha pueden afectar en gran medida la calidad de vida del paciente y restringir la independencia personal de los afectados. Además, los problemas de equilibrio y marcha pueden ser precursores de caídas, que son la causa más común de lesiones

graves en las personas mayores.

Las causas de los trastornos de la marcha incluyen:

- **Afecciones neurológicas:** alteraciones sensoriales o motoras.
- **Problemas ortopédicos:** osteoartritis o deformidades esqueléticas.
- **Afecciones médicas:** insuficiencia cardíaca, insuficiencia respiratoria, enfermedad arterial periférica oclusiva u obesidad.

Existen varios tipos diferentes de anomalías de la marcha. Entre las más comunes se encuentran:

- **Marcha parkinsoniana:** la marcha típica de la enfermedad del Parkinson se caracteriza por una postura rígida y encorvada. La cabeza y el cuello también se encuentran inclinados hacia adelante y los pasos suelen ser cortos y rápidos para mantener el centro de gravedad.
- **Marcha hemipléjica:** es común entre personas diagnosticadas con parálisis cerebral, esclerosis múltiple o hemiplejía. La persona diagnosticada con alguna de estas enfermedades tiene dificultad para levantar y mover la pierna del lado afectado por la parálisis. Como resultado, el paciente arrastra esa pierna cuando la intenta levantar para caminar.
- **Marcha atáxica:** este tipo de marcha se asocia con una degeneración cerebelosa. La persona tiene dificultad para mantener el equilibrio y la postura mientras camina. También se caracteriza por un movimiento tambaleante mediante pasos irregulares que afectan a la capacidad para caminar en línea recta.
- **Marcha neuropática:** se refiere a la forma en que una persona camina cuando tiene afectado nervios periféricos, ya sea por enfermedades o por trastornos neurológicos. Es debido a una debilidad de los músculos dorsiflexores del pie y se caracteriza por que el paciente intenta caminar con la pierna lo suficientemente alta para que el pie no se arrastre por el suelo.
- **Marcha miopática:** este tipo de marcha es causada por la debilidad de los músculos de la cadera y está caracterizada por una caída de la pelvis del lado contralateral al caminar. Esta marcha se observa en pacientes con miopatías, como la distrofia muscular.

### 1.1.3. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica experimental que se ocupa del desarrollo, registro y análisis de las señales mioeléctricas. Las señales mioeléctricas están formadas por variaciones fisiológicas de las membranas de las fibras musculares [4]. La EMG puede ser grabada a través de electrodos insertados dentro de los músculos (electrodos intramusculares) o a través de electrodos colocados sobre la superficie de la piel (electrodos superficiales). A continuación, en la Figura 1.2 se muestra un ejemplo de señal electromiográfica grabada durante la marcha en el músculo Recto Femoral Izquierdo.

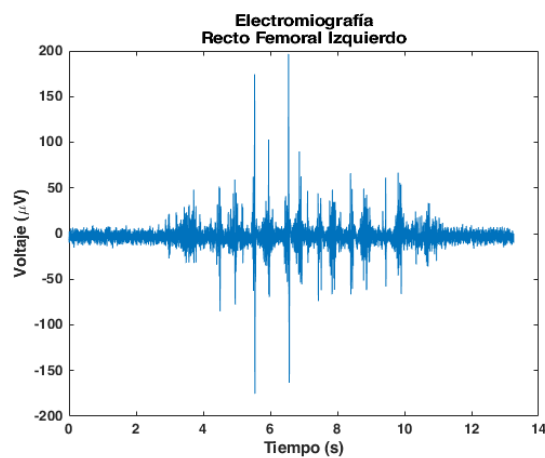


Figura 1.2: Señal electromiográfica.

Se denomina unidad motora a la unidad funcional más pequeña para describir el control neuronal del proceso de contracción muscular. La unidad motora está compuesta por el cuerpo celular y las dendritas de una neurona motora, las múltiples ramificaciones de su axón y las fibras musculares que la inervan. A continuación, en la Figura 1.3 [5] se muestra un ejemplo de unidad motora.

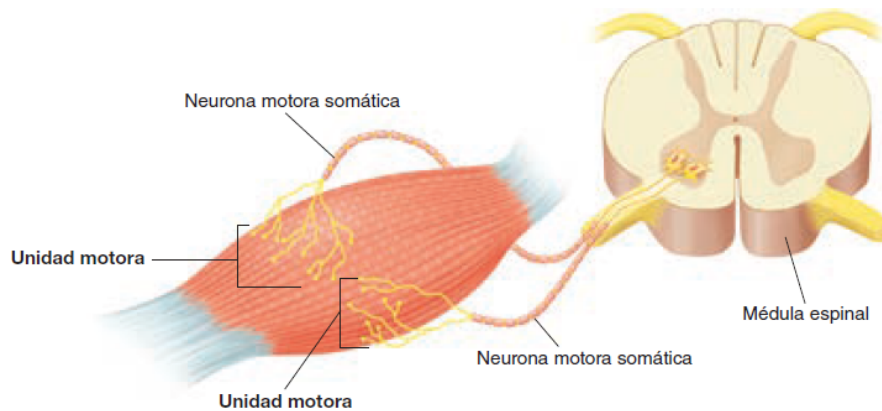


Figura 1.3: Unidad motora.

La activación de una célula alfa-motora del asta anterior de la médula espinal, inducida por el sistema nervioso central o reflejo, da lugar a la conducción del potencial de acción a lo largo del nervio motor. Después de la liberación de sustancias transmisoras como la acetilcolina (ACh) en la membrana postsináptica de las placas terminales motoras, se forma un potencial de placa terminal en la fibra muscular inervada por esta unidad motora. Esto provoca que se modifiquen las características de difusión de la membrana de la fibra muscular y los iones de sodio ( $\text{Na}^+$ ) fluyan hacia el interior, provocando una despolarización de la membrana. Esta excitación provoca la liberación de iones de calcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ) en el espacio intracelular, lo que produce finalmente un acortamiento de los elementos contráctiles de la célula muscular.

La señal EMG se basa en los potenciales de acción de la membrana de la fibra muscular que son resultantes de los procesos de despolarización y repolarización descritos anteriormente. En cuanto a sus usos, además de los estudios fisiológicos y biomecánicos básicos, la EMG es una herramienta de evaluación que también es utilizada en ámbitos como la fisioterapia, la rehabilitación o el deporte. Tanto en el campo de la fisioterapia como en el de la rehabilitación se evalúa la función muscular para establecer un plan de tratamiento y seguimiento específicos para pacientes que hayan sufrido lesiones neurológicas o musculoesqueléticas. Por otro lado, en el ámbito deportivo, se analiza la actividad muscular durante el ejercicio para optimizar el entrenamiento y prevenir lesiones.

#### 1.1.4. Patrón cinemático durante la marcha

En el campo de la biomecánica, el estudio de la cinemática describe los movimientos de las diferentes partes del cuerpo sin considerar las fuerzas que ocasionan dichos cambios de posición [2]. Por lo general, para el estudio de las relaciones angulares se consideran los segmentos corporales de la extremidad inferior de la cadera, la rodilla y el complejo tobillo-pie. Durante el movimiento, los mayores arcos ocurren en el plano sagital, pero también hay que considerar los movimientos en los planos coronal y transversal.

##### Cinemática de la cadera

En el plano sagital, como se muestra en la Figura 1.4 [2], durante la fase de contacto inicial, la cadera se encuentra flexionada unos  $30^\circ$ . Desde ese momento, la cadera se extiende alcanzando un valor máximo de  $10^\circ$  alrededor del 50% de la fase de apoyo. A partir de ese momento, comienza una flexión durante la fase de oscilación que alcanza su pico máximo de  $30^\circ$ .

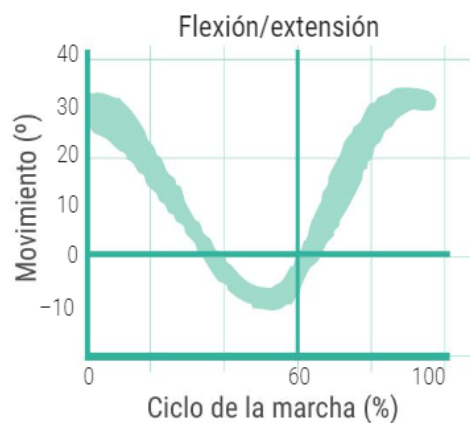


Figura 1.4: Cinemática de la cadera en el plano sagital.

En el plano frontal, como se refleja en la Figura 1.5 [2], la articulación de la cadera se mueve en una amplitud pequeña. En la fase de respuesta a la carga y en el inicio de apoyo medio la aducción alcanza su pico máximo de  $10^\circ$  y se modera a medida que avanza el periodo de apoyo.

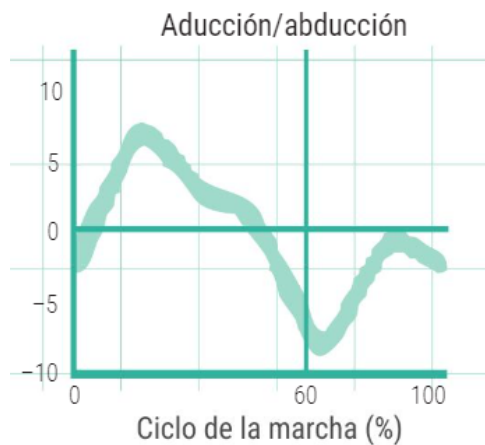


Figura 1.5: Cinemática de la cadera en el plano frontal.

Finalmente, en el plano transversal, como se muestra en la Figura 1.6 [2], la cadera realiza una rotación interna máxima en la fase de respuesta a la carga, mientras que la rotación externa máxima se produce en la fase de preoscilación. Durante el ciclo de la marcha, el rango articular de la cadera en este plano oscila entre 5° y 15°.

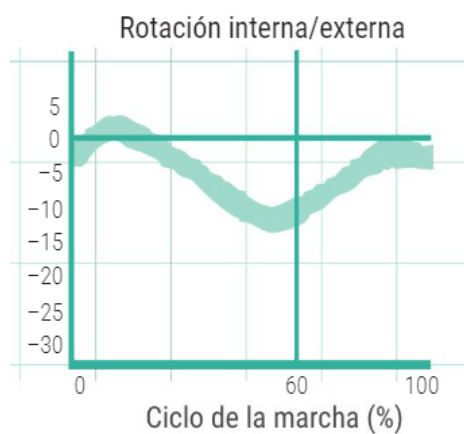


Figura 1.6: Cinemática de la cadera en el plano transversal.

### Cinemática de la rodilla

En el plano sagital, como se refleja en la Figura 1.7 [2], en la fase de contacto inicial, la rodilla se encuentra en una posición neutra o de ligera flexión (hasta aproximadamente 5°). Posteriormente, en la fase de respuesta a la carga, la rodilla se flexiona hasta los 20°. Entre el 15 % y el 40 % del ciclo de marcha, la rodilla inicia un movimiento de extensión hasta alcanzar la posición neutra. La flexión se produce durante las fases de apoyo final y preoscilación, y continúa



hasta el 70 % del ciclo cuando alcanza su pico máximo en torno a 60°. En las fases de oscilación media y final, la rodilla vuelve a una posición neutra como preparación al contacto inicial.

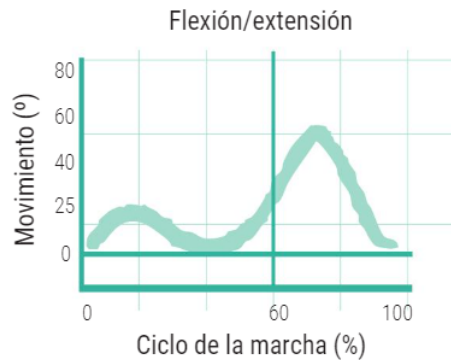


Figura 1.7: Cinemática de la rodilla en el plano sagital.

En el plano frontal, como se muestra en la Figura 1.8 [2], el movimiento del valgo y varo es muy pequeño con una amplitud articular no mayor de 8°. En la oscilación final, la rodilla realiza un valgo acompañado a la aducción y a la rotación interna de la cadera.

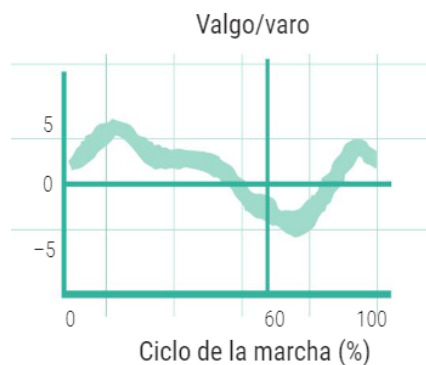


Figura 1.8: Cinemática de la rodilla en el plano frontal.

En el plano transversal, como se refleja en la Figura 1.9 [2], en el contacto inicial, la rodilla se encuentra en rotación externa, rotando 8° hacia dentro en la respuesta a la carga. Se alcanza el pico máximo de rotación interna con la flexión de la rodilla en la fase de preoscilación, volviendo progresivamente durante la oscilación a la rotación externa que se requiere para el comienzo del nuevo ciclo.

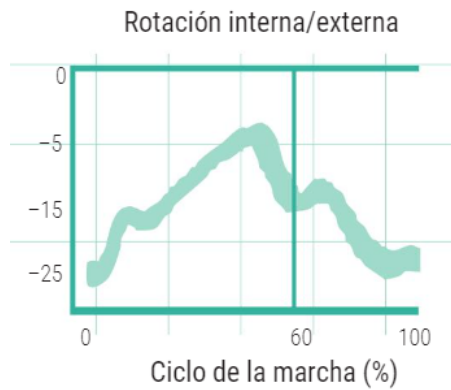


Figura 1.9: Cinemática de la rodilla en el plano transversal.

### Cinemática del tobillo

En el plano sagital, como se muestra en la Figura 1.10 [2], durante la fase de contacto inicial, la articulación del tobillo se encuentra en posición neutra. Inmediatamente después se produce un movimiento de flexión plantar de unos  $5^\circ$  cuando el pie contacta con el suelo. Seguidamente, entre el 10 % y el 50 % del ciclo de la marcha, con la planta del pie apoyada en el suelo, la tibia realiza un desplazamiento anterior hasta alcanzar entre  $10^\circ$  y  $12^\circ$  de flexión dorsal.

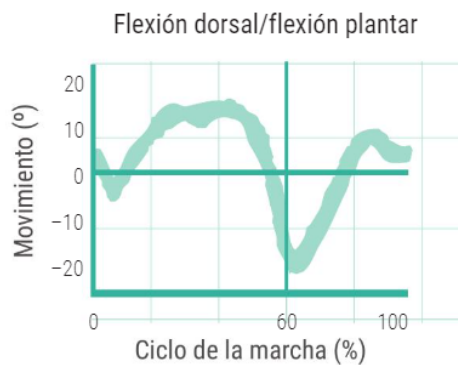


Figura 1.10: Cinemática del tobillo en el plano sagital.

Respecto al plano frontal, como se refleja en la Figura 1.11 [2], en el contacto inicial, el tobillo se encuentra en supinación, que progresivamente se convierte en pronación. Esto se mantiene hasta el final de respuesta a la carga, cuando empieza de nuevo el movimiento de supinación, alcanzando su punto máximo en la fase de preoscilación.

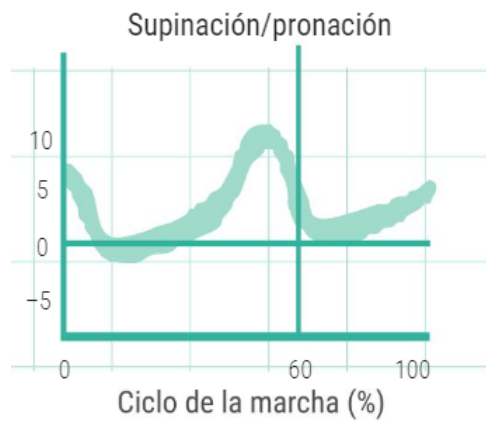


Figura 1.11: Cinemática del tobillo en el plano frontal.

En el plano transversal, como se muestra en la Figura 1.12 [2], el tobillo se va a comportar de manera similar al plano frontal. El pie se encuentra en aducción en la fase de contacto inicial, que progresivamente se convierte en abducción. A continuación, empieza de nuevo el movimiento de aducción en la fase de respuesta a la carga y alcanza su punto máximo en la fase de preoscilación. Finalmente, durante la oscilación, el pie tiende a una posición neutra hasta la fase de oscilación final, cuando vuelve a colocarse en aducción.

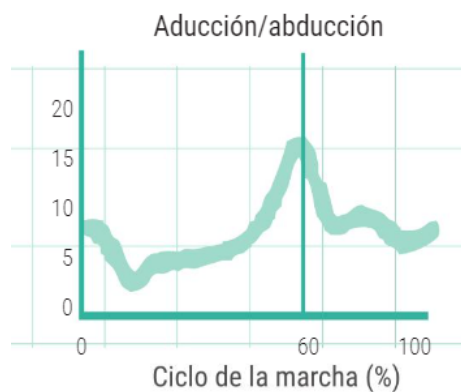


Figura 1.12: Cinemática del tobillo en el plano transversal.

### 1.1.5. Brazo de momento

El brazo de momento de una fuerza muscular se define como la distancia perpendicular desde el centro de rotación de la articulación hasta la línea de acción de la fuerza músculo-tendinosa. Este término representa la capacidad de ese músculo para ejercer un torque articular.

La dirección del brazo de momento determina si el movimiento de la articulación está asociado a un acortamiento o a un alargamiento del músculo [6]. Por lo tanto, dado un movimiento determinado, un músculo con un brazo de momento positivo tiene una función agonista, mientras que un brazo de momento negativo es indicativo de una función muscular antagonista.

Los músculos con brazos de momento grandes tienen una mayor ventaja mecánica y potencial para generar torsión articular mientras que los músculos con brazos de momento más pequeños tienen una función más estabilizadora. El conocimiento del brazo de momento músculo-tendón es vital para comprender la función muscular y así poder estimar dicha fuerza muscular en vivo.

### **1.1.6. Momento articular**

El momento de fuerza o torque es la capacidad que tiene una fuerza de generar rotación sobre un eje [7]. Es el resultado del producto del módulo de la fuerza ejercida por su brazo de momento, el cual es, como se ha mencionado anteriormente, la distancia perpendicular desde el eje de rotación hasta la línea de acción de la fuerza. Si la fuerza hace girar al cuerpo en sentido antihorario, el torque se considera positivo y si la fuerza hace girar al cuerpo en sentido horario, el torque se considera negativo. En las Figuras 1.13 - 1.15, respectivamente, se muestran las gráficas de los principales momentos articulares de la cadera, rodilla y tobillo durante la marcha.

El momento de la cadera en el plano sagital, como se muestra en la Figura 1.13 [2], es fundamentalmente extensor, excepto en un breve periodo antes del despegue, que se convierte en un momento flexor. El momento extensor de la cadera es máximo en el primer tercio del periodo de apoyo (0-20 % del ciclo de marcha), cuando se debe asegurar la estabilidad sobre la extremidad inferior que inicia el apoyo, así como propiciar la progresión de la unidad pasajero (tronco y abdomen) hacia delante.

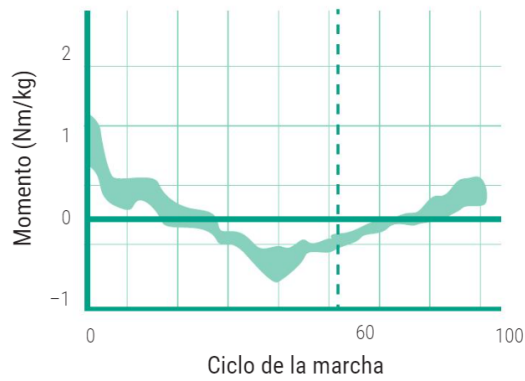


Figura 1.13: Momento interno de la cadera en el plano sagital.

El momento de la rodilla, como se refleja en la Figura 1.14 [2], es extensor en el primer tercio del apoyo (0-20 % del ciclo de marcha) y flexor en la fase de apoyo final (30-50 % del ciclo de marcha). El momento extensor del período de apoyo es habitual durante las fases de respuesta a la carga e inicio del apoyo medio, cuando la musculatura extensora de la rodilla primero controla, de manera excéntrica, la flexión de la articulación durante la respuesta a la carga y, segundo, inicia la extensión de la rodilla mediante una acción concéntrica en el apoyo medio.

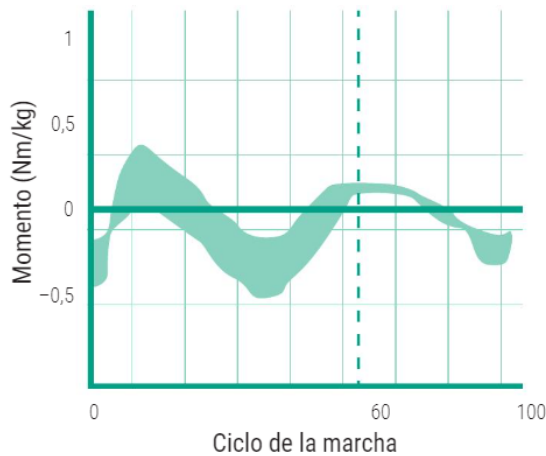


Figura 1.14: Momento interno de la rodilla en el plano sagital.

En cuanto al momento del tobillo, como se muestra en la Figura 1.15 [2], a lo largo del periodo de apoyo se produce un momento interno de flexión plantar de gran magnitud hasta el contacto inicial de la extremidad inferior contralateral, cuando su valor desciende rápidamente a 0 en el período de oscilación.



Figura 1.15: Momento interno del tobillo en el plano sagital.

Comprender el momento de las articulaciones es fundamental en la biomecánica para saber cómo se generan y controlan los movimientos del cuerpo humano, así como para prevenir lesiones y diseñar programas óptimos de rehabilitación.

### 1.1.7. Potencia articular

El término de potencia articular se refiere a la cantidad de potencia transmitida mediante la acción de fuerzas generadas por las estructuras musculotendinosas [2]. Puede calcularse multiplicando el momento articular por la velocidad angular del segmento y se expresa en vatios/kilogramos (W/kg).

La potencia articular constituye una variable escalar, al contrario del momento articular, el cual es una variable vectorial. Además, la potencia articular puede tomar valores positivos o negativos. Por convenio, los valores positivos representan la generación de potencias, que es el resultado de una acción muscular concéntrica, mientras que los valores negativos representan la absorción de potencias, resultado de una acción muscular excéntrica.

Tal y como se muestra en las gráficas de potencia articular de las Figuras 1.16 - 1.18, por normativa, durante la ejecución de la marcha, existen una serie de picos máximos para cada nivel articular que deben de tomarse en consideración.

Para la potencia articular de la cadera, como se refleja en la Figura 1.16 [2], el pico H1 representa la acción concéntrica de los músculos extensores durante la fase de respuesta a la carga, el pico H2 muestra la acción excéntrica de los músculos flexores durante la fase de apoyo final y el pico H3 refleja la acción concéntrica de los músculos flexores durante la fase de preoscilación.

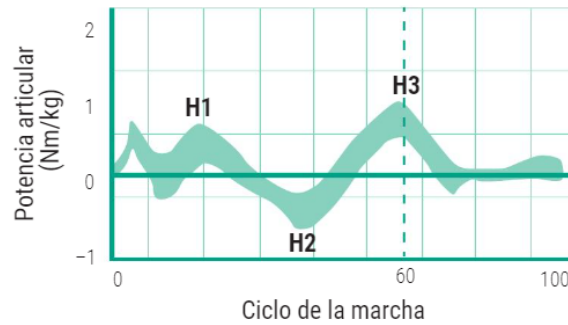


Figura 1.16: Potencia articular de la cadera.

Para la potencia articular de la rodilla, como se muestra en la Figura 1.17 [2], el pico K1 representa la acción excéntrica de los músculos extensores durante la fase de respuesta a la carga, el pico K2 muestra la acción concéntrica de los músculos extensores durante la fase de apoyo medio, el pico K3 refleja la acción excéntrica de los músculos extensores durante la fase de preoscilación y el pico K4 representa la acción excéntrica de los músculos flexores durante la fase de oscilación final.

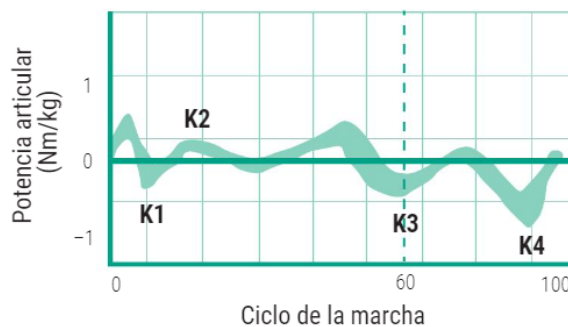


Figura 1.17: Potencia articular de la rodilla.

En cuanto a la potencia articular del tobillo, como se refleja en la Figura 1.18 [2], el pico A1 representa la acción excéntrica de los músculos flexores plantares durante la fase de apoyo medio y el pico A2 muestra la acción concéntrica de los músculos flexores plantares durante la fase de preoscilación.

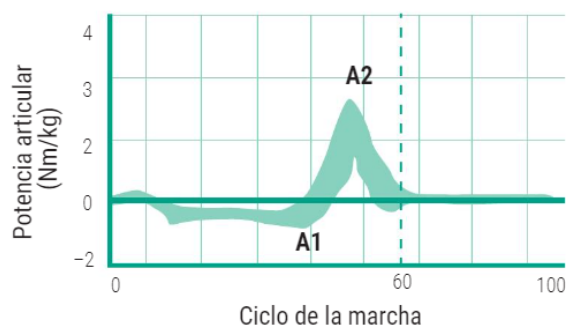


Figura 1.18: Potencia articular del tobillo.

Conocer la potencia articular en el ámbito de la biomecánica es crucial para evaluar y optimizar el rendimiento físico, prevenir y tratar lesiones, así como diseñar prótesis y ortesis. En aplicaciones clínicas, el conocimiento de la potencia articular también es fundamental como soporte al diagnóstico y en la monitorización de enfermedades musculoesqueléticas.

## 1.2. Estado del arte

Dentro de la literatura científica se han aplicado diferentes enfoques de análisis cinéticos que estiman fuerzas musculares y momentos articulares. Entre ellos, existen ejemplos que utilizan técnicas basadas en el Procesamiento de EMG a Fuerza (EMG to Force Processing en inglés) [8]. Este es un método que estima fuerzas musculares individuales como el producto de la fuerza máxima isométrica y la envolvente lineal de la señal de EMG, que anteriormente ha sido normalizada por la Máxima Contracción Voluntaria (MVC, por sus siglas en inglés). Sus resultados muestran un nivel de precisión razonable, lo que indica que este método puede ser una herramienta práctica para determinar las fuerzas musculares en la evaluación clínica de la marcha.

Otros métodos son de naturaleza invasiva como, por ejemplo, la implantación quirúrgica de transductores, la cual ha demostrado ser capaz de proporcionar una medición precisa de las fuerzas musculares individuales para calcular momentos articulares [9]. Sin embargo, las técnicas de estimación no invasivas de fuerzas musculares son más apropiadas para el uso clínico, ya que garantizan una mayor comodidad y seguridad al paciente, sin la necesidad de llevar a cabo procedimientos quirúrgicos invasivos.



También, por lo general, gran parte de los estudios utilizan sistemas de posicionamiento con cámaras para el análisis del movimiento de las articulaciones y de los diferentes segmentos del cuerpo [10]. Una de las principales desventajas de la necesidad de estos sistemas para la evaluación de la marcha es que suelen ser bastantes costosos. Además, son dispositivos que requieren de grandes espacios para llevar a cabo su instalación dentro de laboratorios especializados. Por otro lado, también es necesario el conocimiento por parte de profesionales para calibrar y hacer uso de estos sistemas tan sofisticados.

Aunque algunos ejemplos de análisis cinéticos puedan demostrar que tienen una alta validez y precisión, es importante destacar que, en general, estos modelos suelen depender del uso de sensores de fuerza [11]. Un ejemplo de estos sensores son las plataformas de fuerza, que son capaces de recopilar la fuerza de reacción del suelo. El uso de este tipo de plataformas para la evaluación de la marcha puede provocar que la recogida de datos se vuelva extremadamente compleja. Para un registro preciso, estas placas de fuerza deben de ser presionadas por una pisada completa. De esta forma, los sujetos podrían tener la tentación de aumentar o disminuir la longitud de su zancada para pisar sobre estas plataformas. Esto conduce a que su marcha natural se vea alterada y los resultados obtenidos en el estudio no sean válidos.

Para abordar los problemas inducidos por las placas de fuerza, estudios anteriores han intentado hacer uso de plantillas de presión y zapatos instrumentados [12]. Este tipo de enfoque reduce las complicaciones y facilita las mediciones fuera del laboratorio. Sin embargo, la fiabilidad de algunas plantillas aún requiere de avances significativos. Por otro lado, el tamaño de los sensores colocados debajo de los zapatos puede causar molestias a los usuarios durante la marcha, especialmente en investigaciones que conlleven estudios de larga distancia.

Por otro lado, para la evaluación de las fuerzas musculares y el papel de los músculos individuales a veces se recurre a algún tipo de criterio de optimización. La llamada optimización estática también es un ejemplo de aproximación de análisis cinético. Es un enfoque de la dinámica inversa que ha sido utilizada para estimar las fuerzas musculares durante la marcha [13]. Para ello, en primer lugar, se selecciona una función de coste, como el coste metabólico, el estrés

muscular o la resistencia muscular. Después, se intenta maximizar o minimizar a medida que se combinan los diferentes datos cinemáticos con las hipótesis de la función objetivo especificada anteriormente.

En los últimos años, los modelos de aprendizaje automático han ganado popularidad en el campo de investigación de la biomecánica debido a su capacidad para aprender de grandes cantidades de datos sin depender de ecuaciones explícitas. Varios métodos de regresión de aprendizaje automático no basados en modelos, como árboles de regresión, máquinas de vectores de soporte, redes neuronales y la regresión del proceso gaussiano se han aplicado para predecir el torque articular [14]. Estos utilizan señales electromiográficas de superficie (sEMG, por sus siglas en inglés) e información de movimiento (ángulos articulares, velocidad angular, aceleración angular, etc.) que han sido medidas con dispositivos portátiles tales como sensores de sEMG integrados con Unidades de Medición Inercial (IMUs, por sus siglas en inglés).

### **1.3. Objetivos**

El objetivo principal de este proyecto consiste en crear una técnica de evaluación rápida basado en un análisis cinético de la marcha humana que implique un bajo coste computacional, aportando así una mejora y simplificación en la accesibilidad a este tipo de análisis. La rapidez de dicha técnica de evaluación es debida a que el cálculo de los parámetros cinéticos se lleva a cabo únicamente a través de mediciones de las activaciones musculares y de las rotaciones articulares, sin la necesidad de la recogida de otro tipo de datos, como la fuerza de reacción del suelo.

Para lograr la consecución de este objetivo principal es necesario alcanzar los siguientes objetivos secundarios:

- Realizar una investigación profunda sobre trabajos anteriores para obtener información más actualizada sobre análisis cinéticos similares.
- Comprender el funcionamiento de la marcha humana y sus fases en condiciones de normalidad.

- Identificar y caracterizar los patrones cinemáticos y cinéticos estándar asociados a una marcha humana sana.
- Llevar a cabo el tratamiento de señales electromiográficas y cinemáticas utilizando técnicas como el filtrado o la segmentación.
- Interpretar y comprender los parámetros cinéticos de momento y potencia articular durante la marcha humana.
- Llegar a un valor del coeficiente de correlación de, al menos, un 90 % en las señales cinéticas obtenidas experimentalmente comparadas con los datos disponibles en la literatura.

## **1.4. Estructura de la memoria**

En lo que sigue, este proyecto tiene una estructura claramente definida y organizada que incluye los siguientes apartados:

- El *Capítulo 2: Metodología* describe el enfoque y los métodos que se han utilizado para llevar a cabo el tipo de análisis propuesto en este proyecto.
- En el *Capítulo 3: Resultados de los Experimentos*, se muestran los resultados obtenidos y, posteriormente, una interpretación y discusión de los mismos.
- En el *Capítulo 4: Conclusiones y Líneas Futuras*, se describen los conocimientos y competencias adquiridas, las propias conclusiones del trabajo y las posibles futuras líneas de investigación.
- En los *Anexos*, se proporciona el código de programación empleado para la consecución del proyecto.
- Finalmente, en la *Bibliografía*, se detallan las diferentes fuentes bibliográficas utilizadas para respaldar el proyecto.

# Capítulo 2

## Metodología

En relación al *Estado del Arte*, el método propuesto en este trabajo permite estimar momentos y potencias articulares basándose también en técnicas de Procesamiento de EMG a Fuerza. Además, es un método de análisis no invasivo que no requiere de intervenciones operatorias para su aplicación. Por otro lado, tampoco es necesario el uso de sistemas de captura de movimientos que midan las variaciones de los cambios de posición de las articulaciones, sino que los datos cinemáticos han sido capturados a través de unos dispositivos electrónicos denominados IMUs. Además, tampoco utiliza técnicas de optimización estática ni modelos de aprendizaje automático para estimar los momentos articulares. Asimismo, esta metodología no necesita de ningún tipo de sensores o plataformas de fuerza que midan la fuerza de reacción del suelo, sino que todos los datos cinéticos se han obtenido a través de técnicas de procesamiento de señales musculares y cinemáticas.

En el resto de secciones de este capítulo se detallan los principales elementos y características de la metodología seguida en este trabajo.

### 2.1. Datos del laboratorio

El estudio de la marcha se realizó en el Laboratorio de la Unidad de Biomecánica del Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo [15]. Este está formado por un equipo multidisciplinar compuesto por profesionales como ingenieros biomédicos y fisioterapeutas. Todos ellos trabajan en un espacio común compuesto por equipos y materiales especializados en el análisis de la marcha humana.

Para este caso, se realizó el análisis de la marcha a una mujer sana, de 25 años de edad, 173 centímetros de altura y 60 kilogramos de peso. La marcha se ejecutó a una velocidad seleccionada por el sujeto a lo largo de una pasarela de 10 metros. Se mantuvo a ese ritmo a lo largo del

área de prueba y luego fue desacelerando antes de llegar al final de la pasarela.

Durante la ejecución de la marcha se registraron simultáneamente 14 señales de EMG de superficie. Estas señales de actividad muscular fueron grabadas por un electromiógrafo de superficie inalámbrico de 16 canales de la marca Cometa [16], a una frecuencia de muestreo de 280 Hz. Este dispositivo se muestra en la Figura 2.1.



Figura 2.1: Electromiógrafo de la marca Cometa.

Los electrodos fueron colocados en posiciones concretas por personal experimentado del laboratorio para grabar los principales músculos de los miembros inferiores que se muestran en la Tabla 2.1.

<b>Músculos</b>
Recto Femoral
Gastrocnemio Medial
Gluteo Medio
Recto Abdominal
Tibial Anterior
Semitendinoso
Erector Espinal

Tabla 2.1: Músculos considerados para la grabación de EMG.

Para cada uno de estos músculos, se adquirieron los datos tanto de la parte izquierda como de

la parte derecha del cuerpo. A continuación, en la Figura 2.2, se muestra cómo se colocaron los sensores de EMG en el cuerpo del sujeto.



Figura 2.2: Colocación de los electrodos de EMG.

Seguidamente, en la Figura 2.3, se muestra un ejemplo de grabación de EMG del músculo Recto Femoral Izquierdo durante la marcha.

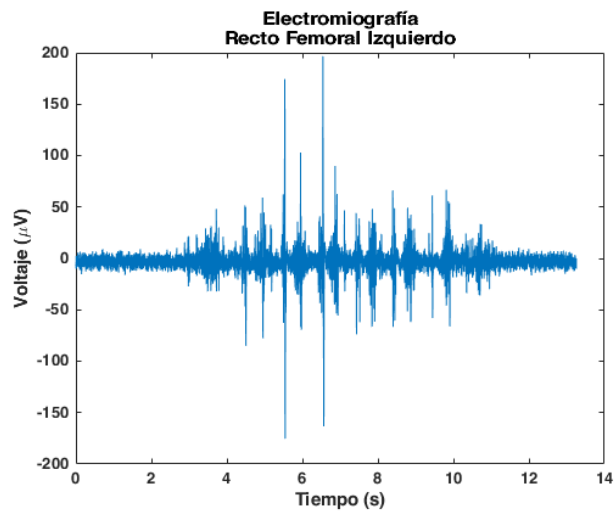


Figura 2.3: Electromiografía del Recto Femoral Izquierdo.

Para capturar la cinemática del sujeto se utilizaron IMUs con el sistema Motion Capture System de la marca Technaid [17], a una frecuencia de muestreo de 500 Hz. El dispositivo se muestra en la Figura 2.4.



Figura 2.4: IMU de la marca Technaid.

De esta forma, se consideraron un total de 6 señales cinemáticas, 2 para cada articulación de la cadera, rodilla y tobillo, tanto del lado izquierdo como del lado derecho del cuerpo. A continuación, en la Figura 2.5 se muestra cómo se colocaron los sensores IMUs en el cuerpo del sujeto.



Figura 2.5: Colocación de los IMUs.

Para este caso sólo se tuvieron en cuenta los movimientos de flexión y extensión sobre el plano anatómico sagital para cada una de las articulaciones mencionadas. Seguidamente, en la Figura 2.6, se muestra el ejemplo de una señal cinemática de flexión y extensión de la articulación de la rodilla izquierda.

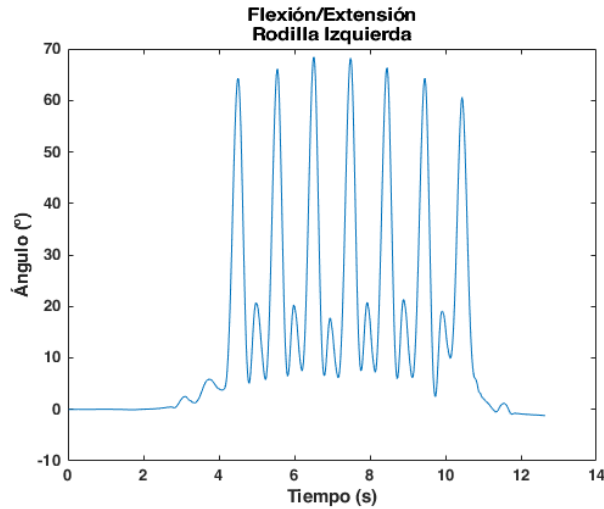


Figura 2.6: Cinemática de flexión/extensión de la rodilla izquierda.

Por último, se creó una tabla que muestra los eventos en los que se producen los apoyos del pie derecho e izquierdo con el suelo. Estas pisadas definen los instantes de tiempo en los que comienza cada uno de los ciclos de marcha dentro de una marcha completa. Estos valores se obtuvieron de una manera visual teniendo en cuenta la forma de onda característica de la señal cinemática de flexión/extensión del plano sagital de la rodilla, tal y como se muestra en la Figura 1.7. Cada dos máximos consecutivos que aparecían en la señal, se consideraba como un contacto del pie con el suelo y se anotaba dicho instante en la tabla. La Tabla 2.2 muestra un ejemplo de cómo se han dispuesto estos datos.

<b>Foot Strike</b>	<b>Izquierda</b>	<b>Derecha</b>
Foot Strike	5.02	5.62
Foot Strike	6.2	6.76
Foot Strike	7.32	7.86
Foot Strike	8.46	9.04
Foot Strike	9.6	10.18
Foot Strike	10.78	11.42

Tabla 2.2: Ejemplo de tabla de eventos.



## 2.2. Datos de la literatura

Para llevar a cabo el Procesamiento de EMG a Fuerza, las señales de EMG filtradas, rectificadas, normalizadas y segmentadas (también llamadas envolventes) se multiplican por sus valores correspondientes de Fuerza Máxima Isométrica,  $F_{max}$ , que están disponibles en la bibliografía [18]. La Tabla 2.3 muestra los músculos que se han considerado para este análisis.

Músculo	Fuerza Máxima Isométrica ( $F_{max}$ )
Recto Femoral	848.8 N
Tibial Anterior	673.7 N
Sóleo	3585.9 N
Semimembranoso	1162.7 N
Sartorio	113.5 N
Gluteo Medio	2199.6 N

Tabla 2.3: Fuerza Máxima Isométrica.

Por otro lado, la envolvente del Glúteo Medio, mostrada en la Figura 2.7, se extrajo de [19] y se interpoló con una curva polinómica de sexto orden a través de la función *polyfit* de MATLAB. Y el mismo procedimiento se siguió para la flexión de cadera con el músculo Sartorio, tal y como se muestra en la Figura 2.7.

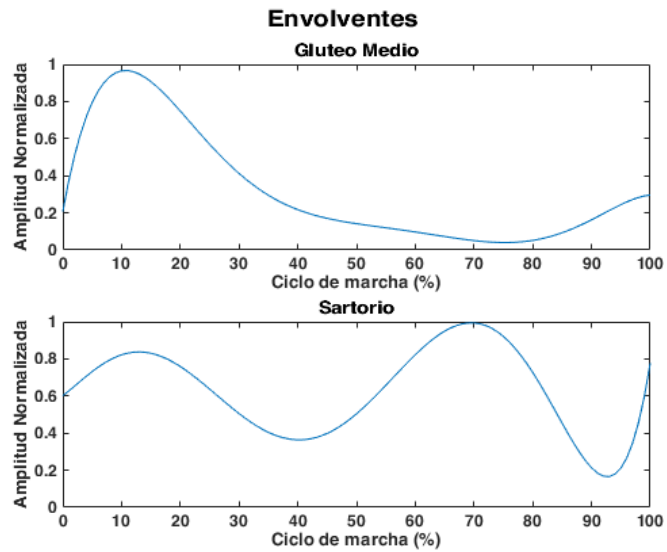


Figura 2.7: Envolventes de Gluteo Medio y Sartorio.

Para calcular el torque que actúa sobre una articulación específica, la fuerza entregada por los músculos flexores y extensores, calculada en el apartado de Procesamiento de EMG a Fuerza, es multiplicada por sus respectivos brazos de momento. A partir de la literatura se obtuvieron los brazos de momento correspondientes a los músculos de Recto Femoral y Glúteo Medio [20], Semimembranoso [21], Tibial Anterior [22], Sóleo [23] y Sartorio [24]. De esta forma, con los valores obtenidos, las curvas que representan los brazos de momento de cada músculo se interpolaron en un ciclo de marcha, a través de la función *interp1* de MATLAB (ver Anexo D), como se muestra en la Figura 2.8.

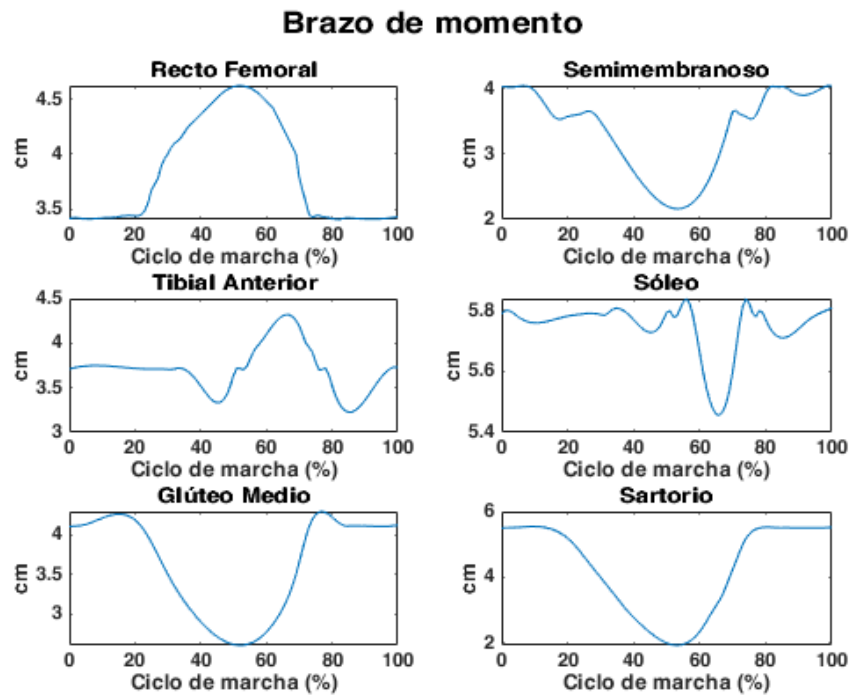


Figura 2.8: Brazos de momento.

Para validar los resultados presentados en el Capítulo 3, se van a comparar las señales de torque y potencia obtenidas a partir de la metodología propuesta con las encontradas en la literatura [19]. Estas señales se muestran en la Figura 2.9.

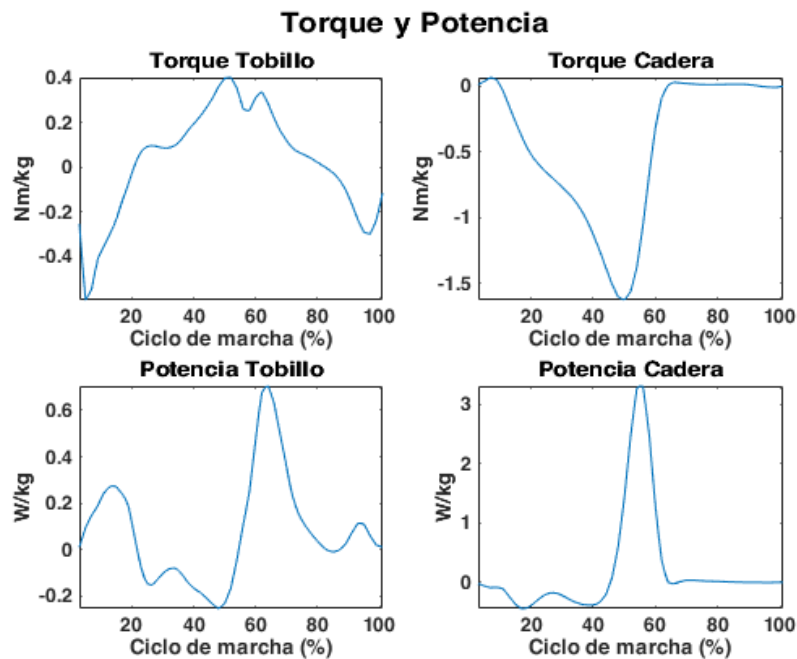


Figura 2.9: Torque y potencia derivados de la literatura.

### 2.3. Preprocesamiento de los datos

Tanto los datos del laboratorio como los de la literatura se procesaron con el software de MATLAB. Para ello, antes de proceder al Procesamiento de EMG a Fuerza, fue necesario primero filtrar, rectificar, normalizar y, finalmente, segmentar en ciclos de marcha las señales de EMG. Esto se realizó a través de la función *Cycle\_Envelope* (ver Anexo A). En cuanto a las señales cinemáticas, estas solamente fueron filtradas y segmentadas.

En primer lugar, antes de llevar a cabo el procesamiento de las señales cinemáticas, estas se suavizaron a través del filtro de Savitzky-Golay [25] de orden 3 a través de la función *sgolayfilt* de MATLAB. Este filtro fue descrito por primera vez en 1964 por Abraham Savitzky y Marcel J. E. Golay. Funciona ajustando un polinomio de grado  $k$  a una ventana de puntos de datos adyacentes y luego reemplazando el punto central de los datos con el valor ajustado. El tamaño de la ventana está determinado por el orden del polinomio y por la frecuencia de corte deseada del filtro. A nivel matemático, los datos se componen de un conjunto de puntos  $\{x_j, y_j\}$ , con  $j = 1, \dots, n$ , donde  $x_j$  es la variable independiente e  $y_j$  es el valor observado. Estos datos se

tratan con un conjunto de  $m$  coeficientes de convolución,  $C_i$ , según la expresión

$$Y_j = \sum_{i=\frac{1-m}{2}}^{\frac{m-1}{2}} C_i y_{j+i}, \quad \frac{m+1}{2} \leq j \leq n - \frac{m-1}{2},$$

donde los coeficientes de convolución seleccionados se pueden encontrar tabulados [26] y donde los  $Y_j$ ,  $j = 1, \dots, n$  representan los datos suavizados.

En segundo lugar, los datos de EMG registrados se filtraron utilizando un filtro Butterworth [27] de cuarto orden con un ancho de banda entre 30 y 450 Hz, a través de la función *butter* de MATLAB. Este filtro fue descrito por primera vez por el ingeniero británico Stephen Butterworth en 1930 y está diseñado para tener una respuesta en frecuencia lo más plana posible en la banda de paso. La función de transferencia para un filtro de Butterworth de paso bajo se define como

$$H(j\omega) = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2N}}},$$

donde  $\omega$  es la frecuencia angular en radianes por segundo,  $\omega_c$  es la frecuencia de corte y  $N$  es el orden del filtro.

Después, las señales de EMG se rectificaron por medio de la función *abs* de MATLAB, es decir, se convirtió la señal de EMG en valores absolutos. Y, finalmente, las señales se volvieron a filtrar con un filtro Butterworth paso bajo de segundo orden con una frecuencia de corte de 10 Hz.

Posteriormente, las señales EMG se normalizaron con la activación máxima de cada músculo. Para ello, primero se calcula el valor máximo de microvoltios ( $\mu\text{V}$ ) para las señales EMG a través de la función *max* de MATLAB. Una vez obtenida esta cifra, se dividen las señales de EMG de marcha entre ese valor máximo calculado. Gracias a la normalización se consigue que las señales que se hayan obtenido en diferentes ensayos experimentales sean comparables. Además, así se mantiene también la proporción entre el nivel de activación muscular y la fuerza ejercida.

Por último, se procedió a segmentar en ciclos de marcha tanto las señales de EMG como las señales cinemáticas para llevar a cabo su análisis. En primer lugar, a través de la función *compute\_events* (ver Anexo C) se calculan los índices de la lista de tiempo en los que se producen cada una de las pisadas tanto de la pierna derecha como de la izquierda, definidas anteriormente en la Tabla 2.2. Seguidamente, pasando como entrada estos índices ya calculados, a través de la función *make\_cycles* (ver Anexo B) se dividen las señales en diferentes ciclos de marcha, se interpola cada una de ellas hasta completar el 100 % del ciclo de marcha y, finalmente, se calcula la media teniendo en cuenta todos los ciclos anteriores. A continuación, en la Figura 2.10 se muestra un ejemplo de señal electromiográfica filtrada, normalizada y segmentada del músculo Recto Femoral Izquierdo.

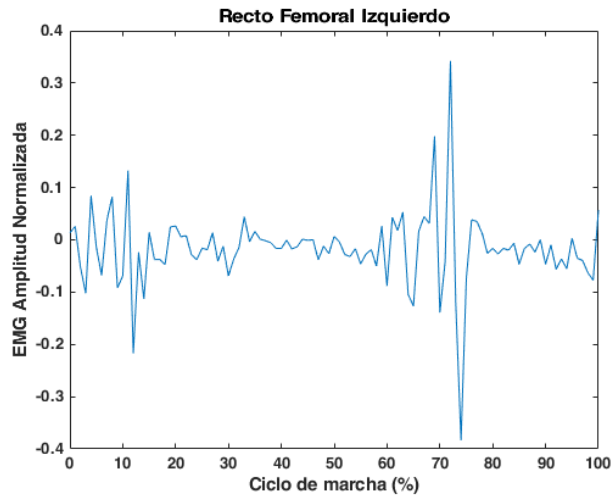


Figura 2.10: EMG filtrado, normalizado y segmentado del Recto Femoral Izquierdo.

## 2.4. Procesamiento de EMG a Fuerza

Con el Procesamiento de EMG a Fuerza es posible estimar las fuerzas generadas por los músculos analizados. Siguiendo los pasos que se indican en [28], la fuerza resultante  $F_M$  que actúa sobre el músculo puede calcularse como:

$$F_M(\alpha, l_{CE}, v_{CE}) = F_{CE}(\alpha, l_{CE}, v_{CE}) + F_{PE}(l_{CE}) - F_{BE}(l_{CE}),$$

donde  $F_{CE}$  es la fuerza producida por el elemento contráctil,  $F_{PE}$  es la fuerza producida por las estructuras elásticas que rodean al músculo (es decir, los elementos pasivos) y  $F_{BE}$  es la fuerza

producida por la elasticidad que impide que el fascículo muscular se acorte excesivamente.

De acuerdo a la definición de  $F_{CE}$ , la componente contráctil de  $F_M$  se define como:

$$F_{CE} = \alpha \cdot F_{max} \cdot fl(l_{CE}) \cdot fv(v_{CE}),$$

donde  $\alpha$  representa la activación muscular (es decir, la señal EMG filtrada, rectificadas, normalizada y segmentada), y donde  $F_{max}$  se define como la Fuerza Máxima Isométrica, que está disponible en la bibliografía y se encuentra reflejada en la Tabla 2.3. Por último,  $fl(l_{CE})$  y  $fv(v_{CE})$  son la relación fuerza-longitud y la relación fuerza-velocidad, respectivamente, las cuales se definen como:

$$fl(l_{CE}) = \frac{-1}{w^2} \cdot \left( \frac{l_{CE}}{l_{opt}} \right)^2 + \frac{2}{w^2} \cdot \frac{l_{CE}}{l_{opt}} - \frac{1}{w^2} + 1,$$

$$fv(v_{CE}) = \begin{cases} N - \frac{(N-1) \cdot (v_{max} - v_{CE})}{7,56 \cdot K \cdot v_{CE} + v_{max}} & \text{si } v_{CE} \geq 0, \\ \frac{v_{max} + v_{CE}}{v_{max} - K \cdot v_{CE}} & \text{si } v_{CE} < 0, \end{cases}$$

donde  $l_{CE}$  es la longitud del elemento contráctil,  $l_{opt}$  es la longitud del elemento contráctil a la que el músculo puede proporcionar la fuerza máxima  $F_{max}$ ,  $w$  determina la anchura de la relación entre fuerza-longitud,  $v_{max}$  es la velocidad máxima del músculo,  $K$  es una constante de curvatura y  $N$ , fijada a 1.5 como se indica en [28], es la fuerza muscular (en unidades de  $F_{max}$ ) a la velocidad máxima de alargamiento del músculo.

La fuerza derivada de las estructuras elásticas que rodean al músculo,  $F_{PE}$ , y la fuerza que interviene en la elasticidad,  $F_{BE}$ , se definen como:

$$F_{PE}(l_{CE}) = \begin{cases} F_{max} \cdot \left( \frac{l_{CE} - l_{opt}}{l_{opt} \cdot w} \right)^2 & \text{si } l_{CE} \geq l_{opt}, \\ 0 & \text{si } l_{CE} < l_{opt}, \end{cases}$$

$$F_{BE}(l_{CE}) = \begin{cases} F_{max}^{\frac{2}{w}} \cdot \left( \frac{l_{CE} - l_{opt} \cdot (1-w)}{l_{opt}} \right)^2 & \text{si } \frac{l_{CE}}{l_{opt}} \leq (1-w), \\ 0 & \text{si } \frac{l_{CE}}{l_{opt}} > (1-w), \end{cases}$$

donde  $\frac{l_{CE}}{l_{opt}}$  se entiende como la tensión de las fibras con respecto a su longitud óptima. Esta relación se obtuvo de la literatura [29] para todos los músculos. La velocidad de la fibra del músculo,  $v_{CE}$ , se define como:

$$v_{CE} = l_{CE},$$

donde  $l_{CE}$  puede calcularse como

$$l_{CE} = \frac{l_{CE}}{l_{opt}} \cdot l_{opt},$$

donde el valor de  $l_{opt}$  se ha tomado de [18].

A continuación, en la Figura 2.11, se muestra un ejemplo de la señal de la fuerza resultante generada por el músculo Recto Femoral Izquierdo.

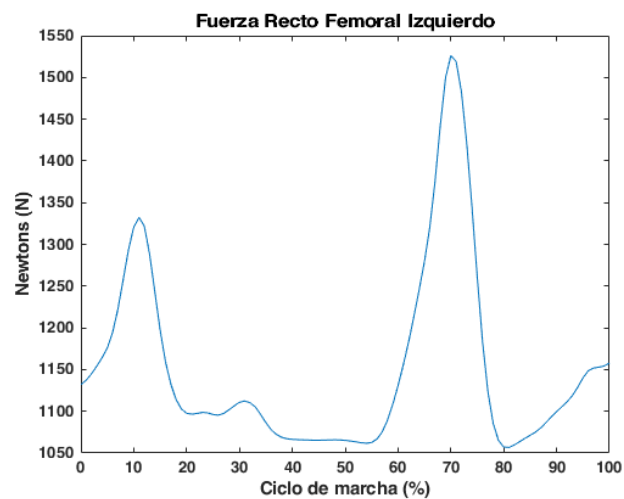


Figura 2.11: Fuerza resultante generada por el Recto Femoral Izquierdo.

No obstante, existen una serie de excepciones en el cálculo del Procesamiento de EMG a Fuerza. En primer lugar, como se ha mencionado anteriormente, las envolventes de los músculos Gluteo Medio y Sartorio se obtuvieron de la literatura, tal y como se muestra en la Figura 2.7. Y, en segundo lugar, se decidió registrar la actividad del Gastrocnemio Lateral pero atribuyéndole las características del músculo más fuerte que conforma el grupo del gemelo, es decir, el Sóleo. El mismo razonamiento se hizo para el extensor de la cadera, en la que se ha registrado la actividad del músculo Semitendinoso, pero se le ha atribuido las características del Semimembranoso. Estas diferencias se muestran en la Tabla 2.3.



## 2.5. Torque y Potencia

El torque que actúa sobre la musculatura flexora,  $T_{Flex}$ , y extensora,  $T_{Ext}$  se calcula de la siguiente manera. La fuerza entregada por los músculos flexores,  $F_{Flex}$ , y extensores,  $F_{Ext}$ , calculada en el apartado de Procesamiento de EMG a Fuerza, es multiplicada por sus respectivos brazos de momento de los músculos tanto flexores,  $R_{Flex}$ , como extensores,  $R_{Ext}$ , encontrados en la literatura. A su vez, cada señal se modula multiplicándola por sus respectivos coeficientes de amplificación  $c_1$  y  $c_2$  que puede variar en función de las necesidades, es decir,

$$T_{Flex} = c_1 \cdot F_{Flex} \cdot R_{Flex},$$

$$T_{Ext} = c_2 \cdot F_{Ext} \cdot R_{Ext},$$

y que alcanzan valores entre 0 y 1. Del mismo modo, considerando la dirección en la que el músculo actúa, para calcular los momentos  $T$  que actúan en la articulación, por convención se resta la señal de los momentos flexores,  $T_{Flex}$ , por la señal de los momentos extensores,  $T_{Ext}$ , es decir,

$$T = T_{Flex} - T_{Ext}.$$

Por lo tanto, para el caso del cálculo del torque de la cadera,  $T_{Cad}$ , se ha seleccionado como flexor de la cadera el músculo Recto Femoral,  $T_{Rf}$ , y el Sartorio,  $T_{Sar}$ . En cambio, como extensor de la cadera se ha considerado el músculo Semitendinoso,  $T_{Sem}$ , y el Glúteo Medio,  $T_{Gm}$ , de tal forma que

$$T_{Cad} = (T_{Rf} + T_{Sar}) - (T_{Sem} + T_{Gm}).$$

Por otro lado, para el cálculo del torque de tobillo,  $T_{Tob}$ , se ha elegido el Tibial Anterior,  $T_{Ta}$ , como flexor dorsal del tobillo y el Gastrocnemio,  $T_{Gas}$ , como flexor plantar del tobillo, es decir,

$$T_{Tob} = T_{Ta} - T_{Gas}.$$

A continuación, para calcular la potencia articular de la cadera,  $P_{Cad}$ , y del tobillo,  $P_{Tob}$ , es necesario multiplicar las anteriores señales del torque articular de la cadera,  $T_{Cad}$ , y del tobillo,  $T_{Tob}$ , por la velocidad angular de la articulación correspondiente. La velocidad angular de la

articulación de la cadera,  $\omega_{Cad}$ , y del tobillo,  $\omega_{Tob}$ , puede calcularse fácilmente tomando la primera derivada (a través de la función *diff* de MATLAB) de la señal cinemática de la articulación correspondiente, de tal forma que

$$P_{Cad} = T_{Cad} \cdot \omega_{Cad},$$

$$P_{Tob} = T_{Tob} \cdot \omega_{Tob}.$$

Finalmente, para la evaluación de la comparación entre los datos experimentales y los datos de la literatura de las señales de torque y potencia se ha utilizado el coeficiente de correlación de Pearson, obtenido a través de la función *corrcoef* de MATLAB. Este parámetro se calcula de la siguiente manera. Si cada variable tiene  $N$  observaciones, el coeficiente de correlación de Pearson se define como:

$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left( \frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left( \frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right),$$

donde  $\mu_A$  y  $\sigma_A$  son la media y la desviación estándar de A, respectivamente, y  $\mu_B$  y  $\sigma_B$  son la media y la desviación estándar de B, respectivamente. Como alternativa, se puede definir el coeficiente de correlación, en función de la covarianza de A y B, como

$$\rho(A, B) = \frac{cov(A, B)}{\sigma_A \sigma_B}.$$

La matriz de coeficientes de correlación de dos variables aleatorias es la matriz de coeficientes de correlación para cada combinación de variables por pares, es decir,

$$\begin{pmatrix} \rho(A, A) & \rho(A, B) \\ \rho(B, A) & \rho(B, B) \end{pmatrix}.$$

Dado que A y B están siempre directamente correlacionadas consigo mismas, las entradas de la diagonal son 1, es decir,

$$\begin{pmatrix} 1 & \rho(A, B) \\ \rho(B, A) & 1 \end{pmatrix}.$$

En resumen, el flujo de trabajo de cómo se organiza la metodología propuesta en este capítulo se muestra a continuación en la Figura 2.12.

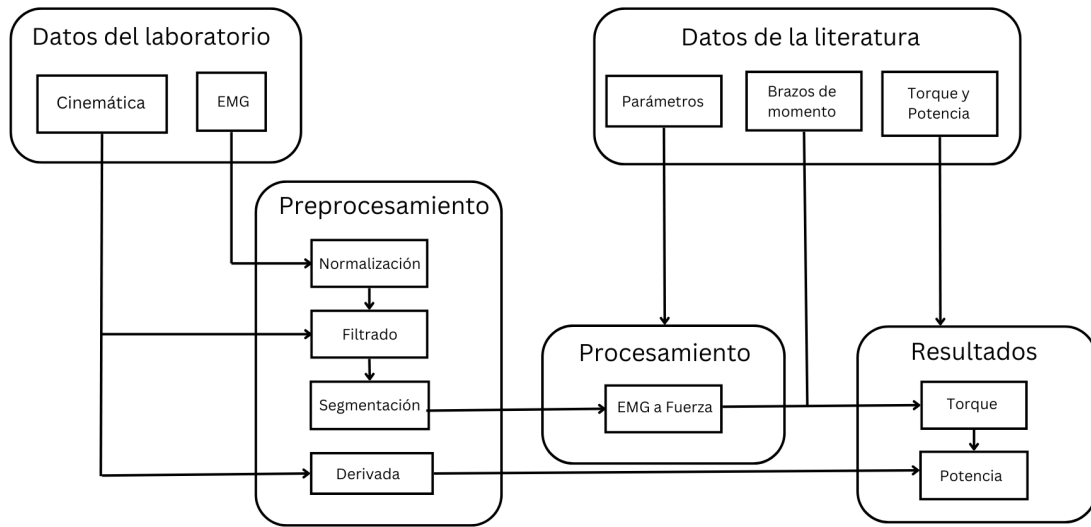


Figura 2.12: Flujo de trabajo de la metodología propuesta.

# Capítulo 3

## Resultados de los Experimentos

El esquema de la metodología presentado en la Figura 2.12 proporciona una visión clara y comprensiva de los pasos y procesos involucrados necesarios para implementar la estrategia de trabajo de manera efectiva. En las siguientes secciones de este capítulo, se muestran los resultados experimentales obtenidos siguiendo dicho esquema y a través de las técnicas presentadas en el capítulo anterior. Finalmente, se plantea una discusión e interpretación de estos resultados.

### 3.1. Resultados

Las señales de torque de la cadera y del tobillo adquiridas experimentalmente a partir de la metodología propuesta en el capítulo anterior se muestran en la Figura 3.1.

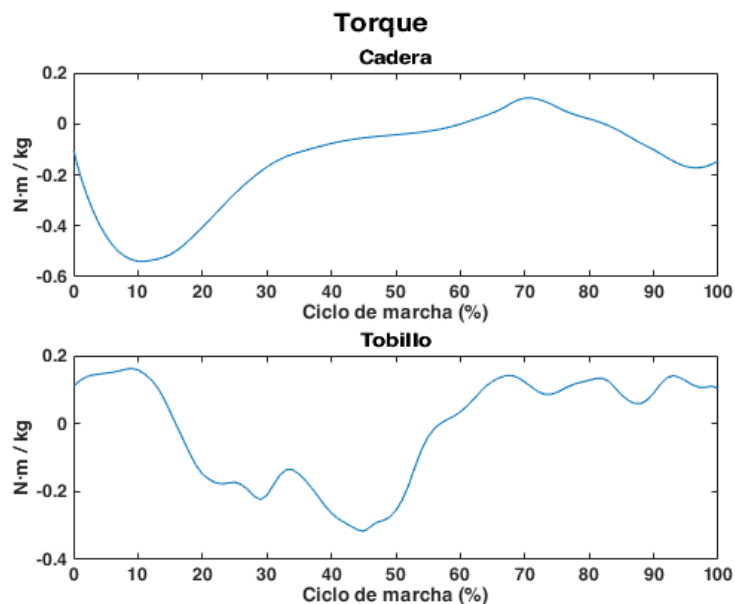


Figura 3.1: Señales de torque de la cadera y del tobillo.

Del mismo modo, las señales de potencia de la cadera y del tobillo generadas con el método planteado se reflejan en la Figura 3.2.

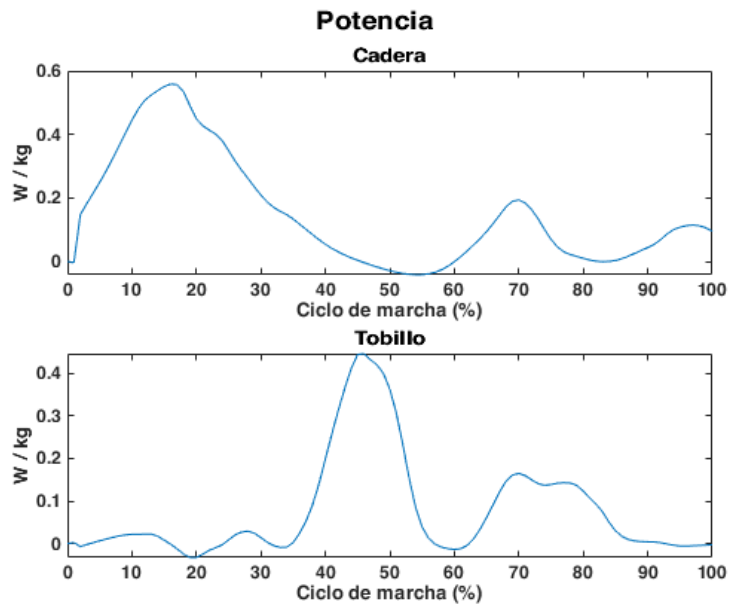


Figura 3.2: Señales de potencia de la cadera y del tobillo.

Como ya se mencionó en el capítulo anterior, los coeficientes de amplificación sirven para modular adecuadamente la contribución de cada grupo muscular a la hora de calcular el torque. A continuación, estos coeficientes se muestran en la Tabla 3.1.

Movimiento articular	Músculo	Coefficiente de amplificación
Flexión de cadera	Recto Femoral	0.20
Extensión de cadera	Semitendinoso	0.10
Flexión de cadera	Sartorio	0.90
Extensión de cadera	Glúteo Medio	0.45
Flexión de tobillo	Tibial Anterior	0.90
Extensión de tobillo	Gastrocnemio medial	0.10

Tabla 3.1: Coeficientes de amplificación.

Estos valores de coeficientes de amplificación, presentados en la tabla anterior, pueden utilizarse para modificar las señales experimentales y mejorar su morfología para parecerse a los datos proporcionados por la literatura.

Como se mencionó en el capítulo anterior, para la evaluación de la comparación entre los datos experimentales y los datos de la literatura se ha utilizado el coeficiente de correlación de Pearson. El coeficiente de correlación de dos variables aleatorias es una medida de su relación lineal y su valor oscila entre -1 y 1, donde:

- Los valores cercanos a 1 indican que existe una relación lineal positiva entre ambos conjuntos de datos. En este caso, el índice indica una relación directa, es decir, cuando una de ellas aumenta, la otra también lo hace en proporción constante.
- Los valores cercanos o iguales a 0 indican que no hay ninguna relación lineal entre ambas variables. Esto no necesariamente implica que las variables sean independientes, sino que pueden existir todavía relaciones no lineales entre las dos variables.
- Los valores cercanos a -1 sugieren que hay una relación lineal negativa entre ambas variables. Para este caso, el parámetro indica una relación inversa, es decir, cuando una de ellas aumenta, la otra disminuye en proporción constante.

Los coeficientes de correlación, calculados a través de la función *corrcoef* de MATLAB, se recogen en la Tabla 3.2.

<b>Señal</b>	<b>Coefficiente de correlación</b>
Momento de la cadera	64.25 %
Momento del tobillo	66.80 %
Potencia de la cadera	64.20 %
Potencia del tobillo	60.57 %

Tabla 3.2: Coeficientes de correlación.

El momento de tobillo es la señal con el mayor coeficiente de correlación, llegando a alcanzar el 66.80 %, a diferencia de la señal de potencia de tobillo, que tiene el menor valor, llegando al 60.57 %. Se observa que, para las dos señales resultantes, ambas superan el 60 %, pero ninguna de ellas alcanza el 70 %. Esto se traduce en que existe una relación lineal positiva entre las

señales obtenidas de manera experimental y las pertenecientes a la literatura. Cuando una de ellas aumenta, la otra también lo hace, pero no en una proporción totalmente constante.

No obstante, tal y como se propuso en uno de los objetivos planteados en este estudio, la idea inicial era que las señales alcanzaran un coeficiente de correlación mayor o igual al 90 %. Como se observa, no se ha alcanzado este objetivo. Tanto los motivos como la solución a este problema se exponen en la siguiente sección.

## **3.2. Validación y discusión**

Para validar los resultados, se compararon las señales de torque y potencia encontradas en la literatura [19] con las obtenidas experimentalmente a partir de la metodología propuesta. Los datos de la literatura se obtuvieron de una tabla de valores y seguidamente se interpolaron, a través de la función *interp1* de MATLAB, hasta tener los ciclos de marcha completos (ver Anexo D). Se han seleccionado estas señales de la bibliografía debido a que se han calculado a partir de dinámica inversa y se han recopilado a partir de 60 sujetos. Esto proporciona un conjunto de datos sólido y confiable que puede utilizarse como referencia y como línea base para la calibración de las señales cinéticas de momento y potencia calculadas en este proyecto a través del procesamiento EMG a Fuerza.

A continuación, en la Figura 3.3, se muestra la señal del torque de la cadera obtenida experimentalmente comparada con la disponible en la literatura.

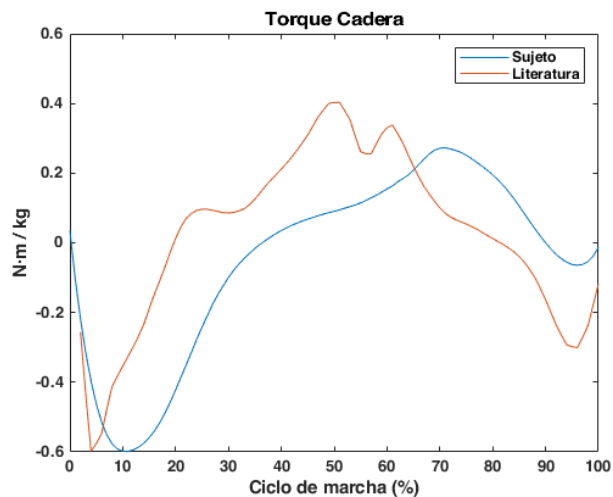


Figura 3.3: Señales del torque de la cadera.

Aunque la cadera es una articulación compleja, cuatro señales de cuatro músculos diferentes fueron suficientes para reproducir su momento con una aproximación aceptable. Las dos señales de momento de la cadera presentan tendencias y amplitudes similares, con coeficientes de correlación cercanos al 64 %, como aparece reflejado en la Tabla 3.2. Las principales diferencias se producen entre el 10 % y 50 % del ciclo de la marcha, donde las amplitudes son muy heterogéneas y el resultado experimental diverge significativamente del de la literatura.

Los puntos de inflexión son coherentes excepto en la fase final del período de apoyo (entre el 50 % y el 60 % del ciclo de marcha). De hecho, entre el 60 % y el 70 %, la señal de la bibliografía sigue una pendiente negativa, mientras que la tendencia experimental tiene una pendiente positiva.

Como se ha mencionado anteriormente, entre el 10 % y el 50 %, los datos experimentales presentan una desviación constante con respecto a los datos de la bibliografía durante este momento interno de flexión. Esto es debido a la diferencia encontrada entre el flexor de la cadera registrado en el laboratorio y el flexor de la cadera recogido de la literatura. El flexor de la cadera registrado en el laboratorio es responsable del pico prominente al 70 % del ciclo de marcha, mientras que el flexor de la cadera de la literatura es responsable de la pendiente descendente entre el 60 % y el 80 % de ciclo de marcha.



En la Figura 3.4 se compara la señal del torque del tobillo conseguida empíricamente con la perteneciente a la bibliografía.

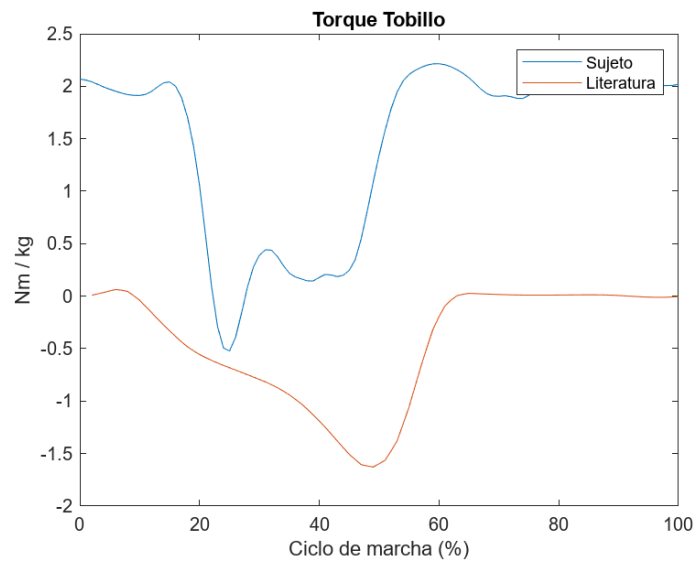


Figura 3.4: Señales del torque del tobillo.

Solamente con la grabación de dos músculos, el momento del tobillo presenta el mayor nivel de correlación, cercano al 67 %, como se muestra en la Tabla 3.2. Sin embargo, estas señales no muestra del todo tendencias similares. Durante la fase de apoyo final, la diferencia de amplitud entre la señal experimental y la obtenida de la literatura es notable, pero se respetan los puntos de inflexión entre el 30 % y el 50 % del ciclo de la marcha durante este momento interno de flexión plantar.

Las pendientes ascendentes entre el 50 % y el 60 % del ciclo son ambas similares, aunque hay alguna diferencia en la fase de oscilación final. Para la señal experimental, el pequeño pico positivo entre 10 % y 20 % del ciclo de la marcha se debe principalmente al músculo flexor, mientras que el siguiente pico negativo se debe al músculo extensor.

Durante ambas fases de apoyo y oscilación, los datos bibliográficos muestran una tendencia cercana a 0 [Nm/kg], pero, a diferencia del gráfico de la literatura, la señal experimental se desvía de esos 0 [Nm/kg]. Esto es debido a la presencia de actividad muscular tanto de los músculos flexores como extensores producida a lo largo de todo el ciclo de la marcha.

Seguidamente, en la Figura 3.5, se representa la señal de la potencia de la cadera obtenida a través de la metodología propuesta junto con la señal disponible en la literatura.

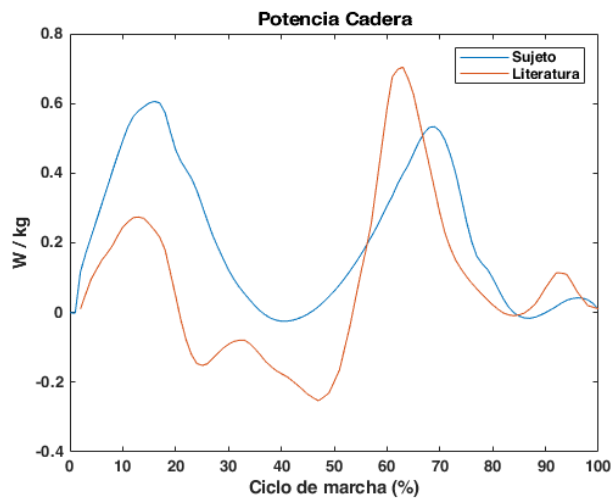


Figura 3.5: Señales de la potencia de la cadera.

Del mismo modo que para el momento de la cadera, se han necesitado cuatro señales de cuatro músculos diferentes para reproducir su potencia con un coeficiente de correlación próximo al 64 %, como aparece reflejado en la Tabla 3.2.

A nivel detallado, entre la gráfica experimental y la de la literatura, existen, por supuesto, diferencias. En primer lugar, como en el caso del momento de la cadera, se aprecian discrepancias entre ambas señales en la fase de apoyo medio (entre el 10 % y el 40 % del ciclo de marcha), diferenciándose un pico de mayor amplitud para el caso de la señal experimental, que representa la acción concéntrica de los músculos extensores.

En segundo lugar, la acción excéntrica de los músculos flexores durante la fase de apoyo final (entre 30 % y 50 % del ciclo de la marcha) se ve mejor reflejada sobre el mínimo de la señal obtenida de la literatura en esa parte del ciclo de la marcha.

Por otro lado, en la fase final del período de apoyo y en el principio del período de oscilación (entre el 50 % y el 70 % del ciclo de marcha), las diferencias entre las señales, que también sólo era apreciable en el momento de la cadera, aumentan y dan lugar a un pico positivo elevado por parte de la señal procedente de la literatura, provocado por la acción concéntrica de los

músculos flexores.

La fase de oscilación final (entre el 87 % y el 100 % del ciclo de la marcha) es muy similar entre ambas señales, sobre todo si se tienen en cuenta las tendencias y los puntos de inflexión.

En la Figura 3.6 se puede visualizar la señal de la potencia del tobillo obtenida experimentalmente junto con la obtenida de la bibliografía.

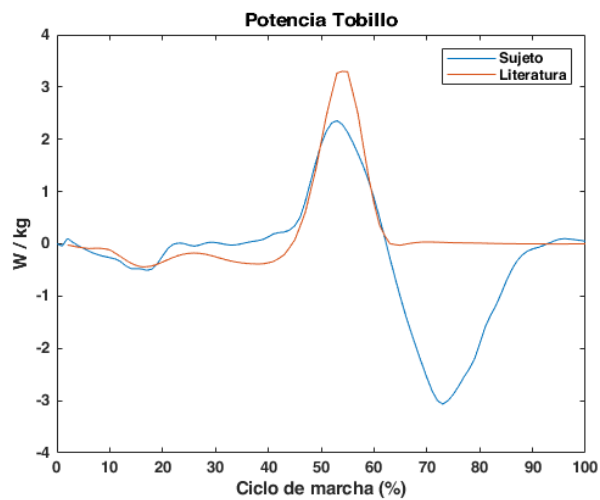


Figura 3.6: Señales de la potencia del tobillo.

Al igual que en el caso del momento de tobillo, para calcular su potencia solo se necesitaron dos músculos para proporcionar una correlación cercana al 60 %, como se muestra en la Tabla 3.2. La señal experimental tiene una tendencia plana y constante durante toda la fase de apoyo, a diferencia del comportamiento negativo y variable de la señal procedente de la literatura, provocado por la acción excéntrica de los músculos flexores plantares.

Las señales están prácticamente próximas hasta el 40 % del ciclo, después la divergencia aumenta a raíz del máximo positivo que representa la acción concéntrica de los músculos flexores plantares durante la fase de preoscilación. Durante esta fase, las tendencias son similares tanto para la curva experimental como para los datos de la literatura, pero es en el nivel de amplitud en el que ambas difieren. Durante la fase de oscilación, los efectos son similares, ya que a partir del 70 % del ciclo de la marcha, los valores de la curva bibliográfica se aproximan a 0 [W/kg], mientras que el gráfico experimental muestra una significativa actividad muscular, provocada

por la acción excéntrica de los músculos extensores plantares.

Una de las principales soluciones para haber conseguido la convergencia de la señal experimental tanto de torque como de potencia del tobillo hacia la señal de la literatura, sería haber considerado más señales, las cuales hubieran definido más músculos flexores y extensores del tobillo, como ha sucedido para el caso de la articulación de la cadera.

En los objetivos planteados para la validación de la metodología se pretendía llegar a un valor de coeficiente de correlación de al menos el 90 % con respecto a los datos de la literatura. Las principales causas de la poca similitud entre las señales experimentales y las obtenidas de la literatura y los correspondientes bajos valores de coeficientes de correlación son las siguientes:

- **Variabilidad intersujeto:** Las diferencias fisiológicas y biomecánicas entre los individuos participantes en el estudio de la literatura y el participante en el estudio propuesto han provocado variaciones en los resultados. Factores como la edad, el sexo, la composición corporal, la masa muscular o la longitud de las extremidades inferiores influyen en la variabilidad entre las señales grabadas durante la ejecución de la marcha.
- **Condiciones experimentales:** Las diferencias entre las condiciones experimentales, como el tipo de superficie sobre la que los sujetos han caminado o la velocidad de la marcha, han afectado significativamente los resultados. La presencia de plataformas de fuerza en el estudio de la literatura hace que cambie la rigidez de la superficie sobre la que los sujetos han caminado. Del mismo modo, las diferencias fisiológicas y biomecánicas, mencionadas anteriormente, hace que la velocidad de marcha también se vea alterada entre los individuos de ambos estudios.
- **Métodos de medición:** La tecnología y los equipos utilizados para medir las señales electromiográficas y cinemáticas han afectado a la obtención de unos resultados consistentes. Se han utilizado los equipos disponibles en el laboratorio, pero dispositivos más sofisticados con mejores parámetros de precisión y exactitud hubieran proporcionado datos más fiables.
- **Errores de medición:** Los errores sistemáticos o aleatorios durante la adquisición de los datos han afectado a la precisión de las señales obtenidas. Esto incluye errores en la

colocación de los sensores y otros factores que introducen ruido a las señales. Para el caso de las señales de EMG, el desplazamiento de los electrodos sobre la piel o interferencias de músculos adyacentes, han provocado variaciones en los resultados obtenidos.

- **Protocolos de análisis:** Los algoritmos de cálculo y técnicas de análisis de la señal como el filtrado o la segmentación en ciclos de marcha han afectado a la obtención de unos resultados consistentes. Por un lado, el filtrado puede haber perdido información relevante de las altas frecuencias de las señales y no haber eliminado el ruido por completo. Por otro lado, la manera visual en la que se identificaban dos picos consecutivos de la señal cinemática de la rodilla ha provocado errores al segmentar. La segmentación llevada a cabo por el experimento de la literatura a través de plataformas de fuerza hace de este cálculo un método mucho más fiable para realizar la segmentación de las señales en ciclos de marcha.

Dado que las señales experimentales no tienen una alta correlación con las señales procedentes de la literatura, no se puede afirmar que el método aquí desarrollado puede generar con éxito tendencias cinéticas a partir de señales EMG y cinemáticas. Una de las posibles soluciones para validar esta afirmación sería haber grabado y evaluado un mayor número de sujetos sanos. Si esto no hubiera sido posible, otra solución hubiera sido la grabación de un mayor número de eventos o ciclos de marcha de un único sujeto. Esto hubiera sido posible con una pasarela más larga donde se pudiera haber analizado la marcha durante una mayor duración de tiempo. Gracias a ambas soluciones se podría haber conseguido una estimación media más consistente de las señales de torque y potencia, que hubiera sido comparable con los 60 sujetos analizados en [19].

A pesar de no haber demostrado ser eficaz en términos de correlación, sí ha demostrado ser eficiente y replicable. A nivel de eficiencia computacional, se ha logrado que el programa, en apenas unos segundos de tiempo de ejecución, obtenga los parámetros cinéticos buscados. Esto se ha logrado sin la necesidad de un alto coste computacional y utilizando tan sólo unas pocas líneas de código. Por lo tanto, la capacidad de obtener los resultados de manera rápida y con un uso mínimo de recursos computacionales subraya la eficiencia del enfoque adoptado.

En cuanto a la replicabilidad, se logró analizar diferentes pruebas de marcha para el mismo sujeto. Se evaluaron diferentes grabaciones de EMG y diferentes señales cinemáticas con sus respectivos eventos dentro del propio ciclo de la marcha. Esta replicabilidad permite la fácil implementación de la metodología en diferentes escenarios con condiciones experimentales distintas.

# Capítulo 4

## Conclusiones y Líneas Futuras

### 4.1. Competencias adquiridas

Este proyecto ha sido altamente motivador debido a que aborda la solución a un problema clínico real, lo cual ha aumentado significativamente el interés y la dedicación hacia la realización del trabajo. En él ha sido necesario aplicar una amplia gama de habilidades que han sido asimiladas y desarrolladas a lo largo de los 4 años de la carrera. Dicho esto, las principales nuevas competencias adquiridas a lo largo de la realización del TFG han sido las siguientes:

- El estudio y comprensión del concepto de la marcha humana y de sus posibles alteraciones.
- El tratamiento de señales electromiográficas y cinemáticas con su correspondiente procesamiento utilizando técnicas como el filtrado Savitzky-Golay o la segmentación en ciclos de marcha.
- La interpretación y comprensión de los parámetros cinéticos de momento y potencia articular ha sido esencial para la realización de este proyecto.
- Las nuevas habilidades que se han desarrollado en el lenguaje de programación de MATLAB, en el que se han implementado instrucciones específicas para llevar a cabo el análisis.

### 4.2. Conclusiones

En este TFG se ha desarrollado una metodología de evaluación rápida de la marcha humana basada en un análisis cinético a través de únicamente de señales cinemáticas y activaciones musculares, sin la necesidad de la medición de la fuerza de reacción del suelo. El enfoque utilizado reduce el coste computacional y el número de instrumentos necesarios para la evaluación experimental en comparación con otros métodos tradicionales de análisis cinéticos. La

metodología planteada es capaz de proporcionar estimaciones de variables cinéticas cuando las plataformas de fuerza son limitadas o no están disponibles.

El modelo propuesto tiene aplicaciones potenciales en diversos campos, incluidos los sistemas de asistencia de exoesqueletos o el ámbito deportivo. En el caso de los exoesqueletos, este sistema de análisis puede ser empleado para mejorar la ergonomía y la eficiencia de estos dispositivos, permitiendo a los usuarios realizar movimientos con mayor facilidad, reduciendo la fatiga muscular. En el ámbito deportivo, esta técnica puede ser utilizada para optimizar y personalizar programas de entrenamiento, ayudando a los atletas a mejorar su rendimiento y prevenir lesiones mediante un análisis detallado de sus variables cinéticas.

La variabilidad intersujeto, las condiciones experimentales, los métodos y errores de medición y los protocolos de análisis hacen que las señales cinéticas obtenidas a través de la metodología propuesta no tengan una alta correlación con las señales disponibles en la literatura. La grabación y evaluación de un mayor número de sujetos o de un mayor número de ciclos de marcha para el mismo sujeto podrían haber resaltado la eficacia de la metodología empleada. Con un conjunto de datos más amplio y diverso, los resultados obtenidos podrían haber proporcionado una validación más robusta y confiable de los métodos utilizados, pudiendo así demostrar que la metodología aquí desarrollada podría generar con éxito parámetros cinéticos a partir de señales electromiográficas y cinemáticas.

Los resultados experimentales muestran que la metodología empleada y las técnicas aplicadas no han sido capaces de alcanzar todos los objetivos planteados inicialmente. No obstante, este método cumple las expectativas en términos de eficiencia y replicabilidad. Asimismo, el hecho de que esta metodología demuestre ser replicable y eficiente, sugiere que puede ser aplicada con éxito en una variedad de contextos y de estudios futuros.

### **4.3. Líneas futuras**

Existen áreas de investigación en las que se puede emplear este tipo de análisis cinético para ampliar así su rango de aplicaciones en el ámbito clínico. Un ejemplo podría ser la aplicación



de esta metodología a otras articulaciones del cuerpo, diferentes a la cadera y tobillo, lo que implicaría la monitorización de un mayor número de músculos. Esto daría lugar a la implementación de un análisis cinético mucho más completo.

Por otro lado, el hecho de recoger y analizar los datos de manera simultánea también sería otra línea de investigación futura. Al proporcionar un análisis instantáneo a tiempo real de los datos generados durante la ejecución de la tarea, se podrían realizar ajustes inmediatos y personalizados, optimizando así la estrategia de control utilizada.

Otro ejemplo sería emplear esta técnica para analizar tareas más complejas, no solo limitándose al análisis de la marcha, sino que se podría extender su aplicación a otras tareas dinámicas como saltar, correr o montar en bicicleta. La extensión de esta técnica a diferentes tipos de actividades más elaboradas no solo ampliaría su aplicabilidad, sino que también contribuiría a una mayor comprensión de la biomecánica humana en áreas como la rehabilitación o la medicina deportiva.

El análisis cinético de la marcha tiene un gran potencial para avanzar en múltiples direcciones. Estas futuras líneas de investigación contribuirán a desarrollar mejores herramientas y métodos para el diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de trastornos de la marcha.

# Anexos

## Anexo A: Función *Cycle Envelope*

```
function [dataa, EMG_Envelope, mean_cycle, mean_EMG_cycle] = Cycle_Envelope(musc, starts,
    value)
%musc = emg de marcha de 1 musculo normalizado
%starts = indices de lista tiempo donde se producen los footstrike
%value = longitud lista indices
% dataa = emg normalizado musculo marcha
% EMG_Envelope = envolvente
% mean_cycle = media de los ciclos
% mean_EMG_cycle = media de los ciclos de la envolvente

dataa = double(musc);

% EMG es filtrado por paso banda
sampling_frequency = 2000;
HP = 450;
LP = 30;

w1 = HP/(sampling_frequency/2);
w2 = LP/(sampling_frequency/2);
fNorm = [w2 w1];
[b,a] = butter(4, fNorm, 'bandpass');
Filtered_EMG = filtfilt(b, a, dataa);

% Rectificando EMG
Rectified_EMG = abs(Filtered_EMG);

% EMG Rectificado es filtrado por paso bajo
LP = 10; % Frecuencia de corte
fNorm = LP/(sampling_frequency/2);
[b,a] = butter(2, fNorm, 'low');
EMG_Env = filtfilt(b, a, Rectified_EMG);

% Ahora que ya tenemos la envolvente, tenemos que dibujar la envolvente por ciclos.
EMG_Env = single(EMG_Env);
EMG = single(musc);

%Normalizacion
signal_env_max = max(EMG_Env);
signal_max = max(EMG);
```

```

EMG_Envelope = EMG_Env / signal_env_max;
musc = EMG/signal_max;

[cycles] = make_cycles(EMG_Envelope, starts, 101);
[cycles_EMG] = make_cycles(musc, starts, 101);
% Hacer media de los ciclos
mean_cycle = mean(cycles, 2);
mean_EMG_cycle = mean(cycles_EMG, 2);

end

```

## Anexo B: Función *make\_cycles*

```

function [cycles] = make_cycles (dataa, on, numPoints)
% dataa = emg a dividir en ciclos
% on = indices de pisadas
% numPoints = numero de puntos a dividir en ciclos
% cycles = lista con los ciclos

if (nargin < 3)
    numPoints = 250;
end

% Primero, dividir los datos en ciclos basados en el contacto del talon
tmp = cell (1, length (on) - 1);      % preasignar matriz de celdas
for i = 2:length (on)
    tmp {i - 1} = dataa (on (i - 1):on (i));
end

% Ahora, asignamos los valores respecto al numero de puntos
[numrows numcols] = size (tmp);
cycles = zeros (numPoints, numcols);

for i = 1:numcols
    lenx(i) = length (tmp {i});
    newIndexStep = (lenx(i) - 1) / (numPoints - 1);
    newIndex = 1:newIndexStep:lenx(i);
    cycles (:, i) = interp1 (1:lenx(i), tmp {i}, newIndex, 'spline');
end

```

## Anexo C: Función *compute\_events*

```
function [left_indexes, right_indexes] = compute_events(events, time)
% events = tabla de los eventos
% time = lista tiempo
% left_indexes = indices eventos izquierdos
% right_indexes = indices eventos derechos

events.Var3 = num2cell(events.Var3);
events.Var4 = num2cell(events.Var4);
events = table2array(events);
uf = cellfun(@(x) isequal(x, 'Strike'), events);
[idx_strike, col_strike] = find(uf);
idx_strike = idx_strike.';

% lista con los segundos en los que se produce cada strike
strike_l = events(idx_strike, 3);
strike_l = cell2mat(strike_l.');
strike_r = events(idx_strike, 4);
strike_r = cell2mat(strike_r.');

t = time.'; % tiempo de imus
left_indexes = zeros(1, length(strike_l));
right_indexes = zeros(1, length(strike_r));

% indices donde se producen los footstrike en el tiempo total
% de marcha
% 2 listas. Izquierdos y derechos

for i=1:length(strike_l)
    left_indexes(i) = find(t == strike_l(i));
    right_indexes(i) = find(t == strike_r(i));
end

end
```

## Anexo D: Código principal

```
Analisis cinetico basado en la activacion muscular y en senales cinematicas para la evaluacion
de la marcha
Datos de la Literatura
Parametros
% Maxima Contraccion Isometrica (Fmax)
```

```

% Arnold et al. 2010 pag271
% Peak Force N (Newton)

sol = 5181.175;
sm = 1578.15;
st = 388.275;
ra = 1452.9;
sar = 141.95;
ta = 659.65;
glm = 1903.8;
Torque y Potencia
data_torque = readtable('validacion_resultados2.xlsx');
data_power = readtable('validacion_resultados_pow2.xlsx');

ankle_t = table2array(data_torque(:,1)).';
ankle_t = interp1(1:length(ankle_t), ankle_t, linspace(0, length(ankle_t),101));
hip_t = table2array(data_torque(:,2)).';
hip_t = interp1(1:length(hip_t), hip_t, linspace(0, length(hip_t),101));

ankle_p = table2array(data_power(:,1)).';
ankle_p = interp1(1:length(ankle_p), ankle_p, linspace(0, length(ankle_p),101));
hip_p = table2array(data_power(:,2)).';
hip_p = interp1(1:length(hip_p), hip_p, linspace(0, length(hip_p),101));

%Representacion
figure
subplot(2,2,1)
plot(-hip_t)
title('Torque Cadera')
axis tight
subplot(2,2,2)
plot(-ankle_t)
title('Torque Tobillo')
axis tight
subplot(2,2,3)
plot(hip_p)
title('Potencia Cadera')
axis tight
subplot(2,2,4)
plot(ankle_p)
title('Potencia Tobillo')
axis tight
Datos del Laboratorio
EMG de Marcha
dir1 = 'Data\EMG_marcha\marcha21.txt';
emgs_marcha = importdata(dir1);
d = emgs_marcha.data;

```

```

t = d(:,1);
RAI = d(:,2);
RAD = d(:,3);
GSI = d(:,4);
GSD = d(:,5);
GMI = d(:,6);
GMD = d(:,7);
ABI = d(:,8);
ABD = d(:,9);
TAI = d(:,10);
TAD = d(:,11);
STI = d(:,12);
STD = d(:,13);
ESI = d(:,14);
ESD = d(:,15);

time_cycle = linspace(0,100,101);
emgs_marcha_norm_l = [ABI, ESI, GMI, GSI, RAI, STI, TAI];
emgs_marcha_norm_r = [ABD, ESD, GMD, GSD, RAD, STD, TAD];

figure
plot(t, RAI)
title({'Electromiografia', 'Recto Femoral Izquierdo'}, 'Interpreter', 'none');
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Voltaje (\muV)', 'Interpreter', 'tex')

Cinematica
dir2 = 'Data\IMUs\imus.xlsx';
cap1 = '/Captura21_tabla.xlsx';
data = readmatrix(strcat(dir2,cap1));
samples = data(:,1);
fs = 50;
time = (1:length(samples))/fs;

% Parametros del filtrado de Savitzky-Golay
order = 3;
framelen= 21;

% RODILLA
% IZDA
Lknee_Z_nf = data(:,17);
Lknee_Z = sgolayfilt(Lknee_Z_nf,order,framelen);
% DCHA
Rknee_Z_nf = data(:,8);
Rknee_Z = sgolayfilt(Rknee_Z_nf,order,framelen);

% CADERA

```

```

% IZDA
Lhip_Z_nf = data(:,14);
Lhip_Z = sgolayfilt(Lhip_Z_nf,order,framelen);
% DCHA
Rhip_Z_nf = data(:,5);
Rhip_Z = sgolayfilt(Rhip_Z_nf,order,framelen);

% TOBILLO
% IZDA
Lankle_Z_nf = data(:,20);
Lankle_Z = sgolayfilt(-Lankle_Z_nf,order,framelen);
% DCHA
Rankle_Z_nf = data(:,11);
Rankle_Z = sgolayfilt(-Rankle_Z_nf,order,framelen);

imus_l = [Lknee_Z, Lhip_Z, Lankle_Z];
imus_r = [Rknee_Z, Rhip_Z, Rankle_Z];

figure()
plot(time,Lknee_Z)
title({'Flexion/Extension', 'Rodilla Izquierda'}, 'Interpreter', 'none');
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Angulo (°)')

% EVENTOS
eventos = readtable('Data\IMUs\eventos_txt\C3cap21_eventos.txt');
[idx_l, idx_r] = compute_events(eventos, t);
value_l = length(idx_l);
value_r = length(idx_r);

% EVENTOS IMUS
[idx_l_imu, idx_r_imu] = compute_events(eventos, time);
value_l_imu = length(idx_l_imu);
value_r_imu = length(idx_r_imu);

Preprocesamiento
Segmentacion EMG
[fil, col] = size(emgs_marcha_norm_l);

for i=1:col
    [data_l, EMG_Envelope_l, mean_cycle_l, mean_emg_cycle_l] = Cycle_Envelope(
        emgs_marcha_norm_l(:,i), idx_l, value_l);
    [data_r, EMG_Envelope_r, mean_cycle_r, mean_emg_cycle_r] = Cycle_Envelope(
        emgs_marcha_norm_r(:,i), idx_r, value_r);
    media_cicl_emgs_l(:,i) = mean_emg_cycle_l;
    media_cicl_emgs_r(:,i) = mean_emg_cycle_r;
    media_cicl_emgs_env_l(:,i) = mean_cycle_l;

```

```

        media_cicl_emgs_env_r(:,i) = mean_cycle_r;
end

figure
plot(time_cycle, media_cicl_emgs_l(:,5))
title('Recto Femoral Izquierdo')
xlabel('Ciclo de marcha (%)')
ylabel('EMG Amplitud Normalizada')

Segmentacion Cinematica
[row, col] = size(imus_l);

for i=1:col
    [l_cycles_interpolated] = make_cycles(imus_l(:, i), idx_l_imu, 101);
    [r_cycles_interpolated] = make_cycles(imus_r(:, i), idx_r_imu, 101);
    [row2, col2] = size(l_cycles_interpolated);

    for j=1:col2
        l_cycles_interpolated(1, j) = l_cycles_interpolated(2, j) - 0.02;
        r_cycles_interpolated(1, j) = r_cycles_interpolated(2, j) - 0.02;

        % Hacer media de los ciclos
        l_mean_cycle = mean(l_cycles_interpolated, 2);
        r_mean_cycle = mean(r_cycles_interpolated, 2);
    end
    mean_cycles_l(:, i) = l_mean_cycle;
    mean_cycles_r(:, i) = r_mean_cycle;
end

rodilla = mean_cycles_l(:,1);
cadera = mean_cycles_l(:,2);
tobillo = mean_cycles_l(:,3);

Cinematica d/dt
[row, col] = size(mean_cycles_l);
time1_cycle = time_cycle.'; %traspuesta

for i=1:col
    der2_l = diff(mean_cycles_l(:, i)) ./ diff(time1_cycle);
    der2_l = [der2_l(1,1) - 0.02; der2_l];
    der2_r = diff(mean_cycles_r(:, i)) ./ diff(time1_cycle);
    der2_r = [der2_r(1,1) - 0.02; der2_r];
    der2_imus_l(:, i) = der2_l;
    der2_imus_r(:, i) = der2_r;
end

Procesamiento

```



```

EMG to Force (EFP)
%% Envolvente Gluteo Medio
n_gm = [0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100];
value_gm = [0.2, 1, 0.7, 0.4, 0.3, 0.1, 0.05, 0.1, 0.05, 0.15, 0.3];
pgm = polyfit(n_gm,value_gm,6);
x = linspace(0,100,101);
glu_med = polyval(pgm,x);

%Envolvente Sartorio
n_sar = [0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100];
value_sar = [0.6, 0.83, 0.75, 0.5, 0.38, 0.5, 0.82, 0.98, 0.75, 0.2, 0.78];
ps = polyfit(n_sar,value_sar,6);
x = linspace(0,100,101);
sar_emg = polyval(ps,x);

figure
sgtitle('Envolventes', 'FontWeight', 'bold')
subplot(2,1,1)
plot(time_cycle, glu_med)
title('Gluteo Medio')
xlabel('Ciclo de marcha (%)')
ylabel('Amplitud Normalizada')
subplot(2,1,2)
plot(time_cycle, sar_emg)
title('Sartorio')
xlabel('Ciclo de marcha (%)')
ylabel('Amplitud Normalizada')

% gs = 1308.0;
% sol = 3585.9;
% ra = 848.8;
% st = 301.9;
% sm = 1162.7;
% ta = 673.7;
% sar = 113.5;
% glm = 2199.6;

% Con la formula:
sol = 5181.175;
sm = 1578.15;
st = 388.275;
ra = 1452.9;
sar = 141.95;
ta = 659.65;
glm = 1903.8;

emg_l_rf = media_cicl_emgs_env_l(:, 5);
emg_l_gs = media_cicl_emgs_env_l(:, 4);

```

```

emg_l_st = media_cicl_emgs_env_l(:, 6);
emg_l_ta = media_cicl_emgs_env_l(:, 7);
emg_r_rf = media_cicl_emgs_env_r(:, 5);
emg_r_gs = media_cicl_emgs_env_r(:, 4);
emg_r_st = media_cicl_emgs_env_r(:, 6);
emg_r_ta = media_cicl_emgs_env_r(:, 7);

EFP_rf_l = ra * emg_l_rf;
EFP_gs_l = sol * emg_l_gs;
EFP_st_l = sm * emg_l_st;
EFP_ta_l = ta * emg_l_ta;
EFP_rf_r = ra * emg_r_rf;
EFP_gs_r = sol * emg_r_gs;
EFP_st_r = sm * emg_r_st;
EFP_ta_r = ta * emg_r_ta;
EFP_glm = glu_med * glm;
EFP_sar = sar_emg * sar;

Brazo de momento
Recto Femoral
n_rf = [-20, -10, 0, 10, 30];
n_rf_c = [-20, -10, 0, 10, 30];
value_rf = [4.6, 4.3, 4, 3.45, 3.4];
value_rf_c = [4.6, 4.3, 4, 3.45, 3.4];

for v = 2:length(n_rf)
    n_rf2 = median([n_rf(v-1) n_rf(v)]);
    % Sacar mas valores de angulos a traves de percentiles
    n_rf3 = prctile([n_rf(v-1) n_rf(v)], 35);
    n_rf5 = prctile([n_rf(v-1) n_rf(v)], 45);
    n_rf6 = prctile([n_rf(v-1) n_rf(v)], 55);
    n_rf4 = prctile([n_rf(v-1) n_rf(v)], 65);
    % Colocar los valores
    [x, pos] = find(n_rf_c==n_rf(v-1));
    n_rf_c = [n_rf_c(1:pos) n_rf4 n_rf_c(pos+1:end)];
    n_rf_c = [n_rf_c(1:pos) n_rf6 n_rf_c(pos+1:end)];
    n_rf_c = [n_rf_c(1:pos) n_rf2 n_rf_c(pos+1:end)];
    n_rf_c = [n_rf_c(1:pos) n_rf5 n_rf_c(pos+1:end)];
    n_rf_c = [n_rf_c(1:pos) n_rf3 n_rf_c(pos+1:end)];
    % Sacar mas valores de brazos de momento a traves de percentiles
    value_rf2 = median([value_rf(v-1) value_rf(v)]);
    value_rf3 = prctile([value_rf(v-1) value_rf(v)], 35);
    value_rf5 = prctile([value_rf(v-1) value_rf(v)], 45);
    value_rf6 = prctile([value_rf(v-1) value_rf(v)], 55);
    value_rf4 = prctile([value_rf(v-1) value_rf(v)], 65);
    % Aumentar el vector value. Anado 5 valores mas
    [xv, posv] = find(value_rf_c==value_rf(v-1));

```

```

value_rf_c = [value_rf_c(1:pos) value_rf3 value_rf_c(pos+1:end)];
value_rf_c = [value_rf_c(1:pos) value_rf5 value_rf_c(pos+1:end)];
value_rf_c = [value_rf_c(1:pos) value_rf2 value_rf_c(pos+1:end)];
value_rf_c = [value_rf_c(1:pos) value_rf6 value_rf_c(pos+1:end)];
value_rf_c = [value_rf_c(1:pos) value_rf4 value_rf_c(pos+1:end)];

end

% Crear valor para el primer punto y el ultimo porque la senal se iba a infinito.
% Alargo los vectores
val1 = cadera(1);
val2 = cadera(end);
[x, pos1] = find(n_rf_c > val1 );
[x, pos2] = find(n_rf_c > val2 );
n_rf_c = [n_rf_c(1:pos1-1) val1 n_rf_c(pos1:end)];
n_rf_c = [n_rf_c(1:pos2-1) val2 n_rf_c(pos2:end)];
value_rf_c = [value_rf_c(1:pos1-1) value_rf_c(pos1-1)+0.01 value_rf_c(pos1:end)];
value_rf_c = [value_rf_c(1:pos2-1) value_rf_c(pos2-1)+0.01 value_rf_c(pos2:end)];

% Generar la grafica de moment arm con respecto al ciclo de marcha
index_rf = zeros(1, length(cadera));
for k = 1:length(n_rf_c)
    for i = 1:length(cadera)-1
        if (cadera(i)<n_rf_c(k) && cadera(i+1)>n_rf_c(k)) || (cadera(i)>n_rf_c(k) && cadera(i
+1)<n_rf_c(k))
            index_rf(1,i) = value_rf_c(k);
        end
    end
end

% Reajuste de valores finales e iniciales
if (index_rf(1) == 0)
    v1 = find(index_rf,1,'first');
    index_rf(1) = index_rf(v1)-0.01;
end

if (index_rf(end) == 0)
    vend = find(index_rf,1,'last');
    index_rf(end) = index_rf(vend)+0.01;
end

x = 1:length(index_rf);
y0 = index_rf(index_rf~=0);
x0 = find(index_rf~=0);
y_rf_int = interp1(x0,y0,x,'spline');

Semitendinoso

```

```

n_s = [0, 20, 40, 60, 80];
n_s_c = [0, 20, 40, 60, 80];
value_s = [3.5, 3.7, 4.1, 4.8, 4.5];
value_s_c = [3.5, 3.7, 4.1, 4.8, 4.5];

for v = 2:length(n_s)
    n_s2 = median([n_s(v-1) n_s(v)]);
    n_s3 = prctile([n_s(v-1) n_s(v)], 35);
    n_s5 = prctile([n_s(v-1) n_s(v)], 45);
    n_s6 = prctile([n_s(v-1) n_s(v)], 55);
    n_s4 = prctile([n_s(v-1) n_s(v)], 65);

    [x, pos] = find(n_s_c==n_s(v-1));
    n_s_c = [n_s_c(1:pos) n_s4 n_s_c(pos+1:end)];
    n_s_c = [n_s_c(1:pos) n_s6 n_s_c(pos+1:end)];
    n_s_c = [n_s_c(1:pos) n_s2 n_s_c(pos+1:end)];
    n_s_c = [n_s_c(1:pos) n_s5 n_s_c(pos+1:end)];
    n_s_c = [n_s_c(1:pos) n_s3 n_s_c(pos+1:end)];

    value_s2 = median([value_s(v-1) value_s(v)]);
    value_s3 = prctile([value_s(v-1) value_s(v)], 35);
    value_s5 = prctile([value_s(v-1) value_s(v)], 45);
    value_s6 = prctile([value_s(v-1) value_s(v)], 55);
    value_s4 = prctile([value_s(v-1) value_s(v)], 65);

    [xv, posv] = find(value_s_c==value_s(v-1));
    value_s_c = [value_s_c(1:pos) value_s3 value_s_c(pos+1:end)];
    value_s_c = [value_s_c(1:pos) value_s5 value_s_c(pos+1:end)];
    value_s_c = [value_s_c(1:pos) value_s2 value_s_c(pos+1:end)];
    value_s_c = [value_s_c(1:pos) value_s6 value_s_c(pos+1:end)];
    value_s_c = [value_s_c(1:pos) value_s4 value_s_c(pos+1:end)];
end

val1 = cadera(1);
val2 = cadera(end);
[x, pos1] = find(n_s_c > val1 );
[x, pos2] = find(n_s_c > val2 );
n_s_c = [n_s_c(1:pos1-1) val1 n_s_c(pos1:end)];
n_s_c = [n_s_c(1:pos2-1) val2 n_s_c(pos2:end)];
value_s_c = [value_s_c(1:pos1-1) value_s_c(pos1-1)+0.01 value_s_c(pos1:end)];
value_s_c = [value_s_c(1:pos2-1) value_s_c(pos2-1)+0.01 value_s_c(pos2:end)];

index_s = zeros(1, length(cadera));
for k = 1:length(n_s_c)
    for i = 1:length(cadera)-1
        if (cadera(i)<n_s_c(k) && cadera(i+1)>n_s_c(k)) || (cadera(i)>n_s_c(k) && cadera(i+1)<
n_s_c(k))

```

```

        index_s(1,i) = value_s_c(k);
    end
end
end

if (index_s(1) == 0)
    v1 = find(index_s,1,'first');
    index_s(1) = index_s(v1)-0.01;
end

if (index_s(end) == 0)
    vend = find(index_s,1,'last');
    index_s(end) = index_s(vend)+0.01;
end

x = 1:length(index_s);
y0 = index_s(index_s~=0);
x0 = find(index_s~=0);
y_st_int = interp1(x0,y0,x,'spline');

Tibial Anterior
n_ta = [-15, 0, 15, 30];
n_ta_c = [-15, 0, 15, 30];
value_ta = [4.5, 3.5, 3.3, 3];
value_ta_c = [4.5, 3.5, 3.3, 3];

for v = 2:length(n_ta)
    n_ta2 = median([n_ta(v-1) n_ta(v)]);
    n_ta3 = prctile([n_ta(v-1) n_ta(v)], 35);
    n_ta5 = prctile([n_ta(v-1) n_ta(v)], 45);
    n_ta6 = prctile([n_ta(v-1) n_ta(v)], 55);
    n_ta4 = prctile([n_ta(v-1) n_ta(v)], 65);

    [x, pos] = find(n_ta_c==n_ta(v-1));
    n_ta_c = [n_ta_c(1:pos) n_ta4 n_ta_c(pos+1:end)];
    n_ta_c = [n_ta_c(1:pos) n_ta6 n_ta_c(pos+1:end)];
    n_ta_c = [n_ta_c(1:pos) n_ta2 n_ta_c(pos+1:end)];
    n_ta_c = [n_ta_c(1:pos) n_ta5 n_ta_c(pos+1:end)];
    n_ta_c = [n_ta_c(1:pos) n_ta3 n_ta_c(pos+1:end)];

    value_ta2 = median([value_ta(v-1) value_ta(v)]);
    value_ta3 = prctile([value_ta(v-1) value_ta(v)], 35);
    value_ta5 = prctile([value_ta(v-1) value_ta(v)], 45);
    value_ta6 = prctile([value_ta(v-1) value_ta(v)], 55);
    value_ta4 = prctile([value_ta(v-1) value_ta(v)], 65);

```

```

[xv, posv] = find(value_ta_c==value_ta(v-1));
value_ta_c = [value_ta_c(1:pos) value_ta3 value_ta_c(pos+1:end)];
value_ta_c = [value_ta_c(1:pos) value_ta5 value_ta_c(pos+1:end)];
value_ta_c = [value_ta_c(1:pos) value_ta2 value_ta_c(pos+1:end)];
value_ta_c = [value_ta_c(1:pos) value_ta6 value_ta_c(pos+1:end)];
value_ta_c = [value_ta_c(1:pos) value_ta4 value_ta_c(pos+1:end)];

end

val1 = tobillo(1);
val2 = tobillo(end);
[x, pos1] = find(n_ta_c > val1 );
[x, pos2] = find(n_ta_c > val2 );
n_ta_c = [n_ta_c(1:pos1-1) val1 n_ta_c(pos1:end)];
n_ta_c = [n_ta_c(1:pos2-1) val2 n_ta_c(pos2:end)];
value_ta_c = [value_ta_c(1:pos1-1) value_ta_c(pos1-1)+0.01 value_ta_c(pos1:end)];
value_ta_c = [value_ta_c(1:pos2-1) value_ta_c(pos2-1)+0.01 value_ta_c(pos2:end)];

index_ta = zeros(1, length(tobillo));
for k = 1:length(n_ta_c)
    for i = 1:length(tobillo)-1
        if (tobillo(i)<n_ta_c(k) && tobillo(i+1)>n_ta_c(k)) || (tobillo(i)>n_ta_c(k) &&
            tobillo(i+1)<n_ta_c(k))
            index_ta(1,i) = value_ta_c(k);
        end
    end
end

if (index_ta(1) == 0)
    v1 = find(index_ta,1,'first');
    index_ta(1) = index_ta(v1)-0.01;
end

if (index_ta(end) == 0)
    vend = find(index_ta,1,'last');
    index_ta(end) = index_ta(vend)+0.01;
end

x = 1:length(index_ta);
y0 = index_ta(index_ta~=0);
x0 = find(index_ta~=0);
y_ta_int = interp1(x0,y0,x,'spline');

Gastrocnemio - Soleo
n_sol = [-20, -10, 10, 20];
n_sol_c = [-20, -10, 10, 20];

```

```

value_sol = [5.9, 5.6, 5.9, 5, 4];
value_sol_c = [5.9, 5.6, 5.9, 5, 4];

for v = 2:length(n_sol)
    n_sol2 = median([n_sol(v-1) n_sol(v)]);
    n_sol3 = prctile([n_sol(v-1) n_sol(v)], 35);
    n_sol5 = prctile([n_sol(v-1) n_sol(v)], 45);
    n_sol6 = prctile([n_sol(v-1) n_sol(v)], 55);
    n_sol4 = prctile([n_sol(v-1) n_sol(v)], 65);

    [x, pos] = find(n_sol_c==n_sol(v-1));
    n_sol_c = [n_sol_c(1:pos) n_sol4 n_sol_c(pos+1:end)];
    n_sol_c = [n_sol_c(1:pos) n_sol6 n_sol_c(pos+1:end)];
    n_sol_c = [n_sol_c(1:pos) n_sol2 n_sol_c(pos+1:end)];
    n_sol_c = [n_sol_c(1:pos) n_sol5 n_sol_c(pos+1:end)];
    n_sol_c = [n_sol_c(1:pos) n_sol3 n_sol_c(pos+1:end)];

    value_sol2 = median([value_sol(v-1) value_sol(v)]);
    value_sol3 = prctile([value_sol(v-1) value_sol(v)], 35);
    value_sol5 = prctile([value_sol(v-1) value_sol(v)], 45);
    value_sol6 = prctile([value_sol(v-1) value_sol(v)], 55);
    value_sol4 = prctile([value_sol(v-1) value_sol(v)], 65);

    [xv, posv] = find(value_sol_c==value_sol(v-1));
    value_sol_c = [value_sol_c(1:posv) value_sol3 value_sol_c(posv+1:end)];
    value_sol_c = [value_sol_c(1:posv) value_sol5 value_sol_c(posv+1:end)];
    value_sol_c = [value_sol_c(1:posv) value_sol2 value_sol_c(posv+1:end)];
    value_sol_c = [value_sol_c(1:posv) value_sol6 value_sol_c(posv+1:end)];
    value_sol_c = [value_sol_c(1:posv) value_sol4 value_sol_c(posv+1:end)];

end

val1 = tobillo(1);
val2 = tobillo(end);
[x, pos1] = find(n_sol_c > val1 );
[x, pos2] = find(n_sol_c > val2 );
n_sol_c = [n_sol_c(1:pos1-1) val1 n_sol_c(pos1:end)];
n_sol_c = [n_sol_c(1:pos2-1) val2 n_sol_c(pos2:end)];
value_sol_c = [value_sol_c(1:pos1-1) value_sol_c(pos1-1)+0.01 value_sol_c(pos1:end)];
value_sol_c = [value_sol_c(1:pos2-1) value_sol_c(pos2-1)+0.01 value_sol_c(pos2:end)];

index_sol = zeros(1, length(tobillo));
for k = 1:length(n_sol_c)
    for i = 1:length(tobillo)-1
        if (tobillo(i)<n_sol_c(k) && tobillo(i+1)>n_sol_c(k)) || (tobillo(i)>n_sol_c(k) &&
            tobillo(i+1)<n_sol_c(k))
            index_sol(1,i) = value_sol_c(k);
        end
    end
end

```

```

        end
    end
end

if (index_sol(1) == 0)
    v1 = find(index_sol,1,'first');
    index_sol(1) = index_sol(v1)-0.01;
end

if (index_sol(end) == 0)
    vend = find(index_sol,1,'last');
    index_sol(end) = index_sol(vend)+0.01;
end

x = 1:length(index_sol);
y0 = index_sol(index_sol~=0);
x0 = find(index_sol~=0);
y_gs_int = interp1(x0,y0,x,'spline');
Gluteo Medio
n_gl = [-20, -10, 0, 10, 30];
n_gl_c = [-20, -10, 0, 10, 30];
value_gl = [2, 3, 3.5, 4.1, 4.2];
value_gl_c = [2, 3, 3.5, 4.1, 4.2];

val1 = cadera(1);
val2 = cadera(end);
[x, pos1] = find(n_gl_c > val1 );
[x, pos2] = find(n_gl_c > val2 );
n_gl_c = [n_gl_c(1:pos1-1) val1 n_gl_c(pos1:end)];
n_gl_c = [n_gl_c(1:pos2-1) val2 n_gl_c(pos2:end)];
value_gl_c = [value_gl_c(1:pos1-1) value_gl_c(pos1-1)+0.01 value_gl_c(pos1:end)];
value_gl_c = [value_gl_c(1:pos2-1) value_gl_c(pos2-1)+0.01 value_gl_c(pos2:end)];

index_gl = zeros(1, length(cadera));
for k = 1:length(n_gl_c)
    for i = 1:length(cadera)-1
        if (cadera(i)<n_gl_c(k) && cadera(i+1)>n_gl_c(k)) || (cadera(i)>n_gl_c(k) && cadera(i
+1)<n_gl_c(k))
            index_gl(1,i) = value_gl_c(k);
        end
    end
end

if (index_gl(1) == 0)
    v1 = find(index_gl,1,'first');
    index_gl(1) = index_gl(v1)-0.01;
end

```



```

end

if (index_gl(end) == 0)
    vend = find(index_gl,1,'last');
    index_gl(end) = index_gl(vend)+0.01;
end

x = 1:length(index_gl);
y0 = index_gl(index_gl~=0);
x0 = find(index_gl~=0);
y_gl_int = interp1(x0,y0,x,'spline');
Sartorio
n_sar = [-20, -10, 0, 10, 30];
n_sar_c = [-20, -10, 0, 10, 30];
value_sar = [2, 3, 4, 5, 6];
value_sar_c = [2, 3, 4, 5, 6];

for v = 2:length(n_sar)
    n_sar2 = median([n_sar(v-1) n_sar(v)]);
    [x, pos] = find(n_sar_c==n_sar(v-1));
    n_sar_c = [n_sar_c(1:pos) n_sar2 n_sar_c(pos+1:end)];
    value_sar2 = median([value_sar(v-1) value_sar(v)]);
    [xv, posv] = find(value_sar_c==value_sar(v-1));
    value_sar_c = [value_sar_c(1:pos) value_sar2 value_sar_c(pos+1:end)];
end

vall = cadera(1);
val2 = cadera(end);
[x, pos1] = find(n_sar_c > vall );
[x, pos2] = find(n_sar_c > val2 );
n_sar_c = [n_sar_c(1:pos1-1) vall n_sar_c(pos1:end)];
n_sar_c = [n_sar_c(1:pos2-1) val2 n_sar_c(pos2:end)];
value_sar_c = [value_sar_c(1:pos1-1) value_sar_c(pos1-1)+0.01 value_sar_c(pos1:end)];
value_sar_c = [value_sar_c(1:pos2-1) value_sar_c(pos2-1)+0.01 value_sar_c(pos2:end)];

index_sar = zeros(1, length(cadera));
for k = 1:length(n_sar_c)
    for i = 1:length(cadera)-1
        if (cadera(i)<n_sar_c(k) && cadera(i+1)>n_sar_c(k)) || (cadera(i)>n_sar_c(k) && cadera
(i+1)<n_sar_c(k))
            index_sar(1,i) = value_sar_c(k);
        end
    end
end

if (index_sar(1) == 0)

```

```

v1 = find(index_sar,1,'first');
index_sar(1) = index_sar(v1)-0.01;
end

if (index_sar(end) == 0)
    vend = find(index_sar,1,'last');
    index_sar(end) = index_sar(vend)+0.01;
end

x = 1:length(index_sar);
y0 = index_sar(index_sar~=0);
x0 = find(index_sar~=0);
y_sar_int = interp1(x0,y0,x,'spline');

figure;
sgtitle('Brazo de momento', 'FontWeight', 'bold')
subplot(3,2,1)
plot(time_cycle, y_rf_int)
title('Recto Femoral')
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('cm')

subplot(3,2,2)
plot(time_cycle, y_st_int)
title('Semimembranoso')
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('cm')

subplot(3,2,3)
plot(time_cycle, y_ta_int)
title('Tibial Anterior')
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('cm')

subplot(3,2,4)
plot(time_cycle, y_gs_int)
title('Soleo')
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('cm')

subplot(3,2,5)
plot(time_cycle, y_gl_int)
title('Gluteo Medio')
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('cm')

subplot(3,2,6)

```

```

plot(time_cycle, y_sar_int)
title('Sartorio')
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('cm')

N = 1.5;
K = 5; % tengo que cambiar esto
%Recto Femoral
lopt_rf = 7.6;
lce_lopt_rf = 4.6;
lce_rf = (lce_lopt_rf) * lopt_rf;
vce_rf = lce_rf;
vmax_rf = 12;
w_rf = 0.56*lopt_rf;

%1: Fce
fl_rf = ((-1/w_rf^2) * (lce_lopt_rf)^2) + ((2/w_rf^2)*(lce_lopt_rf)) - (1/w_rf^2) + 1;

if vce_rf >= 0
    fv_rf = N - (((N-1)*(vmax_rf - vce_rf))/((7.56*K*vce_rf)+vmax_rf));
else
    fv_rf = (vmax_rf + vce_rf)/(vmax_rf - (K *vce_rf));
end

Fce_rf = EFP_rf_l * fl_rf * fv_rf;

% 2: Fpe
if lce_rf >= lopt_rf
    Fpe_rf = ra * ((lce_rf-lopt_rf)/(lopt_rf*w_rf))^2;
else
    Fpe_rf = 0;
end

% 3: Fbe
va_rf = 1-w_rf;
if lce_lopt_rf <= va_rf
    Fbe_rf = (ra^(2/w_rf)) * ((lce_rf-(lopt_rf*(1-w_rf)))/(lopt_rf))^2;
else
    Fbe_rf = 0;
end

%Formula final:
Fm_ra = Fce_rf + Fpe_rf - Fbe_rf;

figure;
plot(time_cycle, Fm_ra)
title('Fuerza Recto Femoral Izquierdo')

```

```

xlabel('Ciclo de marcha (%)')
ylabel('Newtons (N)')

% Semitendinoso (con valores de semimembranoso)
lopt_st = 6.9;
lce_lopt_st = 5.1;
lce_st = (lce_lopt_st) * lopt_st;
vce_st = lce_st;
vmax_st = 12;
w_st = 0.56*lopt_st;

%1: Fce
fl_st = ((-1/w_st^2) * (lce_lopt_st)^2) + ((2/w_st^2)*(lce_lopt_st)) - (1/w_st^2) + 1;

if vce_st >= 0
    fv_st = N - (((N-1)*(vmax_st - vce_st))/((7.56*K*vce_st)+vmax_st));
else
    fv_st = (vmax_st + vce_st)/(vmax_st - (K *vce_st));
end

Fce_st = EFP_st_r * fl_st * fv_st;

% 2: Fpe
if lce_lopt_st >= 1
    Fpe_st = st * ((lce_st-lopt_st)/(lopt_st*w_st))^2;
else
    Fpe_st = 0;
end

% 3: Fbe
va_st = 1-w_st;
if lce_lopt_st <= va_st
    Fbe_st = st^(2/w_st) * ((lce_st-lopt_st*(1-w_st))/(lopt_st))^2;
else
    Fbe_st = 0;
end

Fm_st = Fce_st + Fpe_st - Fbe_st;

% Tibial Anterior
lopt_ta = 6.8;
lce_lopt_ta = 3.5;
lce_ta = (lce_lopt_ta) * lopt_ta;
vce_ta = lce_ta;
vmax_ta = 12;
w_ta = 0.56*lopt_ta;

```

```

%1: Fce
fl_ta = ((-1/w_ta^2) * (lce_lopt_ta)^2) + ((2/w_ta^2)*(lce_lopt_ta)) - (1/w_ta^2) + 1;

if vce_ta >= 0
    fv_ta = N - (((N-1)*(vmax_ta - vce_ta))/((7.56*K*vce_ta)+vmax_ta));
else
    fv_ta = (vmax_ta + vce_ta)/(vmax_ta - (K *vce_ta));
end

Fce_ta = EFP_ta_r * fl_ta * fv_ta;

% 2: Fpe
if lce_lopt_ta >= 1
    Fpe_ta = ta * ((lce_ta-lopt_ta)/(lopt_ta*w_ta))^2;
else
    Fpe_ta = 0;
end

% 3: Fbe
va_ta = 1-w_ta;
if lce_lopt_ta <= va_ta
    Fbe_ta = ta^(2/w_ta) * ((lce_ta-lopt_ta*(1-w_ta))/(lopt_ta))^2;
else
    Fbe_ta = 0;
end

Fm_ta = Fce_ta + Fpe_ta - Fbe_ta;

% Gastrocnemio (con valores de soleo)
lopt_gs = 4.4;
lce_lopt_gs = 6.4;
lce_gs = (lce_lopt_gs) * lopt_gs;
vce_gs = lce_gs;
vmax_gs = 6;
w_gs = 0.56*lopt_gs;

%1: Fce
fl_gs = ((-1/w_gs^2) * (lce_lopt_gs)^2) + ((2/w_gs^2)*(lce_lopt_gs)) - (1/w_gs^2) + 1;

if vce_gs >= 0
    fv_gs = N - (((N-1)*(vmax_gs - vce_gs))/((7.56*K*vce_gs)+vmax_gs));
else
    fv_gs = (vmax_gs + vce_gs)/(vmax_gs - (K *vce_gs));
end

Fce_gs = EFP_gs_r * fl_gs * fv_gs;

```

```

% 2: Fpe
if lce_lopt_gs >= 1
    Fpe_gs = sol * ((lce_gs-lopt_gs)/(lopt_gs*w_gs))^2;
else
    Fpe_gs = 0;
end

% 3: Fbe
va_gs = 1-w_gs;
if lce_lopt_gs <= va_gs
    Fbe_gs = sol^(2/w_gs) * ((lce_gs-lopt_gs*(1-w_gs))/(lopt_gs))^2;
else
    Fbe_gs = 0;
end

Fm_gs = Fce_gs + Fpe_gs - Fbe_gs;

% Sartorio
lopt_sa = 40.3;
lce_lopt_sa = 0.3;
lce_sa = (lce_lopt_sa) * lopt_sa;
vce_sa = lce_sa;
vmax_sa = 12;
w_sa = 0.56*lopt_rf;

%1: Fce
fl_sa = ((-1/w_sa^2) * (lce_lopt_sa)^2) + ((2/w_sa^2)*(lce_lopt_sa)) - (1/w_sa^2) + 1;

if vce_sa >= 0
    fv_sa = N - (((N-1)*(vmax_sa - vce_sa))/((7.56*K*vce_sa)+vmax_sa));
else
    fv_sa = (vmax_sa + vce_sa)/(vmax_sa - (K *vce_sa));
end

Fce_sa = EFP_sar * fl_sa * fv_sa;

% 2: Fpe
if lce_lopt_sa >= 1
    Fpe_sa = sar * ((lce_sa-lopt_sa)/(lopt_sa*w_sa))^2;
else
    Fpe_sa = 0;
end

% 3: Fbe
va_sa = 1-w_sa;
if lce_lopt_sa <= va_sa
    Fbe_sa = sar^(2/w_sa) * ((lce_sa-lopt_sa*(1-w_sa))/(lopt_sa))^2;

```

```

else
    Fbe_sa = 0;
end

Fm_sa = Fce_sa + Fpe_sa - Fbe_sa;

% Gluteo medio
lopt_gl = 7.3;
lce_lopt_gl = 0.9;
lce_gl = (lce_lopt_gl) * lopt_gl;
vce_gl = lce_gl;
vmax_gl = 12;
w_gl = 0.56*lopt_gl;

%1: Fce
fl_gl = ((-1/w_gl^2) * (lce_lopt_gl)^2) + ((2/w_gl^2)*(lce_lopt_gl)) - (1/w_gl^2) + 1;

if vce_gl >= 0
    fv_gl = N - (((N-1)*(vmax_gl - vce_gl))/((7.56*K*vce_gl)+vmax_gl));
else
    fv_gl = (vmax_gl + vce_gl)/(vmax_gl - (K *vce_gl));
end

Fce_gl = EFP_glm * fl_gl * fv_gl;

% 2: Fpe
if lce_lopt_gl >= 1
    Fpe_gl = glm * ((lce_gl-lopt_gl)/(lopt_gl*w_gl))^2;
else
    Fpe_gl = 0;
end

% 3: Fbe
va_gl = 1-w_gl;
if lce_lopt_gl <= va_gl
    Fbe_gl = glm^(2/w_gl) * ((lce_gl-lopt_gl*(1-w_gl))/(lopt_gl))^2;
else
    Fbe_gl = 0;
end

Fm_gl = Fce_gl + Fpe_gl - Fbe_gl;

Resultados
Torque
%Conversion de centimetros (cm) a metros (m)
y_rf_int = y_rf_int/100;
y_st_int = y_st_int/100;

```

```

y_ta_int = y_ta_int/100;
y_gs_int = y_gs_int/100;
y_gl_int = y_gl_int/100;
y_sar_int = y_sar_int/100;

rf_c = 0.2; %0.2
sar_c = 0.9; %0.55
st_c = 0.1; %0.1
gl_c = 0.45; %0.4
ta_c = 0.9; %0.65
gs_c = 0.1; %0.15

torque_rf = (rf_c * y_rf_int .* Fm_ra.)/60;
torque_st = (st_c * y_st_int .* Fm_st.)/60;
torque_ta = (ta_c * y_ta_int .* Fm_ta.)/60;
torque_gs = (gs_c * y_gs_int .* Fm_gs.)/60;
torque_gl = (gl_c * y_gl_int .* Fm_gl)/60;
torque_sar = (sar_c * y_sar_int .* Fm_sa)/60;

rf_data = torque_rf;
sar_data = torque_sar;
st_data = torque_st;
gl_data = torque_gl;

torque_hip = (rf_data + sar_data) - (st_data + gl_data);
torque_ank = torque_ta - torque_gs;

figure;
sgtitle('Torque', 'FontWeight', 'bold')
subplot(2,1,1)
plot(time_cycle, torque_hip);
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('Nm / kg');
title('Cadera');
subplot(2,1,2)
plot(time_cycle, torque_ank);
title('Tobillo');
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('Nm / kg');

Potencia
power_hip = torque_hip .* der2_imus_1(:, 2).';
power_ank = torque_ank .* der2_imus_1(:, 3).';

figure;
sgtitle('Potencia', 'FontWeight', 'bold')
subplot(2,1,1)

```



```

plot(time_cycle, power_hip);
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('W / kg');
title('Cadera');
subplot(2,1,2)
plot(time_cycle, power_ank);
title('Tobillo');
xlabel('Ciclo de marcha (%)');
ylabel('W / kg');

figure
plot(time_cycle, torque_hip)
hold on
plot(time_cycle, -hip_t)
xlabel('Ciclo de marcha (%)')
ylabel('Nm / kg')
title('Torque Cadera')
legend('Sujeto', 'Literatura')
%Coeficiente de correlacion
corrcoef(torque_hip, -hip_t, 'Rows', 'complete')

figure
plot(time_cycle, -torque_ank)
hold on
plot(time_cycle, -ankle_t)
xlabel('Ciclo de marcha (%)')
ylabel('Nm / kg')
title('Torque Tobillo')
legend('Sujeto', 'Literatura')
%Coeficiente de correlacion
corrcoef(-torque_ank, -ankle_t, 'Rows', 'complete')

figure
plot(time_cycle, power_hip)
hold on
plot(time_cycle, hip_p)
xlabel('Ciclo de marcha (%)')
ylabel('W / kg')
title('Potencia Cadera')
legend('Sujeto', 'Literatura')
%Coeficiente de correlacion
corrcoef(power_hip, hip_p, 'Rows', 'complete')

figure
plot(time_cycle, power_ank)
hold on
plot(time_cycle, ankle_p)

```

```
xlabel('Ciclo de marcha (%)')
ylabel('W / kg')
title('Potencia Tobillo')
legend('Sujeto', 'Literatura')
%Coeficiente de correlacion
corrcoef(power_ank, ankle_p, 'Rows', 'complete')
```

# Bibliografía

- [1] Vasco Fanti, Vittorio Sanguineti, Darwin G Caldwell, Jesús Ortiz, and Christian Di Natali. Assessment methodology for human-exoskeleton interactions: Kinetic analysis based on muscle activation. *Frontiers in Neurorobotics*, 16:982950, 2022.
- [2] Francisco Molina Rueda and María Carratalá Tejada. *La marcha humana: biomecánica, evaluación y patología*. Panamericana, 2020.
- [3] Walter Pirker and Regina Katzenschlager. Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3-4):81–95, 2017.
- [4] Peter Konrad. The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1(2005):30–5, 2005.
- [5] John E Hall and Arthur C Guyton. Fisiología médica. *Guyton y Hall. 12o*, pages 1003–1017, 2011.
- [6] Freya Hik and David C Ackland. The moment arms of the muscles spanning the glenohumeral joint: a systematic review. *Journal of anatomy*, 234(1):1–15, 2019.
- [7] Edwin E Bunton, William A Pitney, Thomas A Cappaert, and Alexander W Kane. The role of limb torque, muscle action and proprioception during closed kinetic chain rehabilitation of the lower extremity. *Journal of athletic training*, 28(1):10, 1993.
- [8] Ross Bogey. An emg-to-force processing approach to estimating knee muscle forces during adult, self-selected speed gait. *Bioengineering*, 10(8):980, 2023.
- [9] RJ Gregor, PV Komi, RC Browning, and M Järvinen. A comparison of the triceps surae and residual muscle moments at the ankle during cycling. *Journal of biomechanics*, 24(5):287–297, 1991.
- [10] Sofia Heintz and Elena M Gutierrez-Farewik. Static optimization of muscle forces during gait in comparison to emg-to-force processing approach. *Gait & posture*, 26(2):279–288, 2007.

- [11] Javad Hashemi, Evelyn Morin, Parvin Mousavi, and Keyvan Hashtrudi-Zaad. Enhanced dynamic emg-force estimation through calibration and pci modeling. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(1):41–50, 2014.
- [12] Shui Kan Lam and Ivan Vujaklija. Joint torque prediction via hybrid neuromusculoskeletal modelling during gait using statistical ground reaction estimates: an exploratory study. *Sensors*, 21(19):6597, 2021.
- [13] Frank C Anderson and Marcus G Pandy. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of biomechanics*, 34(2):153–161, 2001.
- [14] Mengsi Wang, Zhenlei Chen, Haoran Zhan, Jiyu Zhang, Xinglong Wu, Dan Jiang, and Qing Guo. Lower limb joint torque prediction using long short-term memory network and gaussian process regression. *Sensors*, 23(23):9576, 2023.
- [15] Biomechanics and technical aids. <https://hnparaplejicos.sanidad.castillalamancha.es/en/profesionales/investigacion/clinica/biomecanica-y-ayudas-tecnicas>. Accedido: 01-07-2024.
- [16] Discover cometa’s emg systems. <https://www.cometasystems.com/>. Accedido: 01-07-2024.
- [17] Unidad de medida inercial. <https://www.technaid.com/es/productos/inertial-measurement-unit-imu/>. Accedido: 01-07-2024.
- [18] Edith M Arnold, Samuel R Ward, Richard L Lieber, and Scott L Delp. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of biomedical engineering*, 38:269–279, 2010.
- [19] David A Winter. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & sons, 2009.
- [20] Rencheng Zheng, Tao Liu, Shibata Kyoko, and Yoshio Inoue. In vivo estimation of dynamic muscle-tendon moment arm length using a wearable sensor system. In *2008 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 647–652. IEEE, 2008.

- [21] Allison S Arnold, Silvia Salinas, Deanna J Hakawa, and Scott L Delp. Accuracy of muscle moment arms estimated from mri-based musculoskeletal models of the lower extremity. *Computer Aided Surgery*, 5(2):108–119, 2000.
- [22] Constantinos N Maganaris, Vasilios Baltzopoulos, and Anthony J Sargeant. Changes in the tibialis anterior tendon moment arm from rest to maximum isometric dorsiflexion: in vivo observations in man. *Clinical biomechanics*, 14(9):661–666, 1999.
- [23] Matthew BA McCullough, Stacie I Ringleb, Kenichiro Arai, Harold B Kitaoka, and Kenton R Kaufman. Moment arms of the ankle throughout the range of motion in three planes. *Foot & Ankle International*, 32(3):300–306, 2011.
- [24] Lennart Scheys, Anja Van Campenhout, Arthur Spaepen, Paul Suetens, and Ilse Jonkers. Personalized mr-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: effect on hip moment arm lengths. *Gait & posture*, 28(3):358–365, 2008.
- [25] Ronald W Schafer. What is a Savitzky-Golay filter?[lecture notes]. *IEEE Signal processing magazine*, 28(4):111–117, 2011.
- [26] Peter A Gorry. General least-squares smoothing and differentiation by the convolution (Savitzky-Golay) method. *Analytical Chemistry*, 62(6):570–573, 1990.
- [27] Ivan W Selesnick and C Sidney Burrus. Generalized digital butterworth filter design. *IEEE Transactions on signal processing*, 46(6):1688–1694, 1998.
- [28] Jared Markowitz and Hugh Herr. Human leg model predicts muscle forces, states, and energetics during walking. *PLoS computational biology*, 12(5):e1004912, 2016.
- [29] Edith M Arnold and Scott L Delp. Fibre operating lengths of human lower limb muscles during walking. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 366(1570):1530–1539, 2011.