



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

FACULTAD DE MEDICINA

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO DE FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Utilización de señal de electromiografía para complementar el análisis cinemático de la marcha en paciente pediátrico e implementación en un servicio de rehabilitación hospitalario.

Autora:

D.^a Carmen Fernández González

Tutor:

D. Mario Martínez Zarzuela

Valladolid, 16 de septiembre de 2024

TÍTULO: Utilización de señal de electromiografía para complementar el análisis cinemático de la marcha en paciente pediátrico e implementación en un servicio de rehabilitación hospitalario.

AUTOR/A: D.ª Carmen Fernández González

TUTOR/A: D. Mario Martínez Zarzuela

DEPARTAMENTO: Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones e Ingeniería Telemática(TSCIT)

TRIBUNAL

PRESIDENTE: D. Carlos Gómez Peña

SECRETARIO: D. Daniel Álvarez González

VOCAL: D. Mario Martínez Zarzuela

SUPLENTE 1: D. Jesús Poza Crespo

SUPLENTE 2: D. Alberto Mansilla Gallo

FECHA: 16 de septiembre de 2024

CALIFICACIÓN:

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría agradecer a Mario y a Beatriz, por todo su apoyo, su ayuda y por confiar en mi para continuar formando parte de este proyecto.

A todos los niños y a sus familias que han empleado su tiempo para participar en este estudio.

A mi familia, por apoyarme y por todo el esfuerzo para que hoy esté aquí.

Y, por supuesto, a mis amigos, que con su compañía y comprensión han sabido hacer este proceso mucho más llevadero.

ÍNDICE

ABREVIATURAS	1
RESUMEN	2
ABSTRACT	3
1. INTRODUCCIÓN	4
1.1. Contexto y Motivación.....	4
1.2. Trabajos Previos.....	5
1.3. Hipótesis y Objetivos	6
1.4. Organización de la Memoria	7
2. PATOLOGÍAS NEUROLÓGICAS QUE AFECTAN A LA MARCHA	8
2.1. Parálisis Cerebral.....	8
2.1.1. Etiología	8
2.1.2. Manifestaciones clínicas.....	8
2.1.3. Clasificación.....	9
2.1.4. Escalas para la evaluación de la marcha	11
2.2. Marcha de Puntillas Idiopática	12
2.2.1. Etiología	12
2.2.2. Clasificación.....	13
3. ELECTROMIOGRAFÍA	14
3.1. Fundamentos Fisiológicos	14
3.1.1. Sistema Muscular	14
3.1.2. Unidad Motora	16
3.1.3. Señal de EMG.....	17
3.2. Detección de las señales electromiográficas.....	20
3.2.1. Electrodo.....	20
3.2.2. Registro de las señales de EMG.....	22
3.3. Tipos de Artefactos presentes en la señal de electromiografía	22
3.3.1. Interferencia de la red eléctrica	22
3.3.2. Artefacto por movimiento de los electrodos	23
3.3.3. Actividad electrocardiográfica.....	23
3.3.4. <i>Cross-talk</i>	24
4. PROCESO DE LA MARCHA	25
4.1. Marcha en sujetos controles	25
4.1.1. Fases de la Marcha.....	25
4.1.2. Músculos implicados en la marcha	26
4.2. Marcha en sujetos con parálisis cerebral	28
4.3. Marcha de puntillas	29
5. MATERIALES Y MÉTODOS	30
5.1. Base de datos	30

5.1.1.	Selección de Sujetos para la base de datos	30
5.1.2.	Comité de ética	32
5.1.3.	Protocolo de adquisición de la base de datos.....	32
5.1.4.	Descripción de los sujetos de la base de datos	34
5.2.	Preprocesado de la base de datos	36
5.2.1.	Eliminación de artefactos de movimiento.....	37
5.2.2.	Rectificado de la señal de electromiografía	37
5.2.3.	Cálculo de la envolvente de la señal de electromiografía.....	38
5.2.4.	Eliminación del offset de la señal de velocidad angular	39
5.3.	Segmentación de la marcha	40
5.4.	Extracción de características	42
5.4.1.	Transformada Wavelet Continua	43
5.4.2.	Índice de Coactivación.....	44
5.4.3.	Análisis Frecuencial	45
6.	RESULTADOS	47
6.1.	Análisis de resultados de electromiografía en sujeto control.....	47
6.1.1.	Sujeto control mayor de 8 años	47
6.1.2.	Sujeto control menor de 8 años.....	51
6.2.	Análisis de resultados de electromiografía en paciente con parálisis cerebral.	54
6.2.1.	Hemiparesia izquierda	54
6.2.2.	Diparesia.....	60
6.3.	Análisis de resultados en paciente con marcha de puntillas.	65
7.	VALIDACIÓN Y LIMITACIONES	71
7.1.	Sujetos control	71
7.1.1.	Curvas de activación muscular	71
7.1.2.	Índices frecuenciales	71
7.1.3.	Índices de Coactivación.	72
7.2.	Sujetos con Parálisis Cerebral	72
7.3.	Sujetos con Marcha de Puntillas.....	75
7.3.1.	Curvas de activación muscular	75
7.3.2.	Índices de coactivación.....	75
7.4.	Limitaciones	76
8.	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	77
8.1.	Conclusiones.....	77
8.2.	Líneas futuras	78
9.	BIBLIOGRAFÍA	79

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Tipos de PC en función de la limitación de la actividad (Morris, 2007).....	10
Figura 2: Afectación cerebral de los diferentes tipos de PC (Sadowska et al., 2020).....	11
Figura 3: Niveles de la escala GMFCS (Jankovic et al., 2022).....	11
Figura 4: Vista transversal y longitudinal de los tres tipos de músculo: liso, estriado y cardiaco.....	14
Figura 5: Estructura del músculo esquelético.....	15
Figura 6: Estructura de la miofibrilla (Guyton & Hall, 1996).....	16
Figura 7: Unidad motora y zonas de inervación.....	16
Figura 8: Tipos de fibras musculares.....	17
Figura 9: Evolución del Potencial de Acción en una célula muscular(Konrad, 2005).....	18
Figura 10: Superposición de señales electromiográficas de superficie de cuatro unidades motoras (Kumar, 2017).....	19
Figura 11: Ejemplo de colocación de electrodos de superficie (izquierda) y electrodos intramusculares (derecha).....	20
Figura 12: Comparación de las señales de EMG capturadas con electrodos superficiales e intramusculares.....	21
Figura 13: Sensores de EMG <i>Trigno</i> de <i>Delsys</i> y <i>Ultium</i> de <i>Noraxon</i>	21
Figura 14: Artefactos de movimiento presentes en distintas señales de EMG.....	23
Figura 15: Ruido <i>Cross-Talk</i> presente en la señal de EMG del músculo Tibial Anterior.....	24
Figura 16: Músculos implicados en cada fase de la marcha humana (Rajtúková et al., 2014).....	26
Figura 17: Curvas de Activación Características de diferentes músculos durante la marcha (Vicente et al., 2018).....	27
Figura 18: Disposición para capturas de la sala de rehabilitación del Hospital Universitario Río Hortega.....	30
Figura 19: Sensores <i>Trigno Avanti</i> y Orientaciones del IMU (Meng et al., 2022).....	32
Figura 20: Colocación de los sensores de EMG en el gastrocnemio medial y en el tibial anterior para la adquisición.....	33
Figura 21: Comparación de la señal original vs filtrada con un filtro Butterworth de orden 4 con frecuencias de corte entre 20 y 400 Hz.....	37
Figura 22: Señal filtrada y rectificada a través del RMS para el Tibial Anterior Izquierdo.....	38
Figura 23: Envolvente calculada con un filtro Butterworth paso bajo de frecuencia de corte 6 Hz para el Tibial Anterior Izquierdo.....	39
Figura 24: Velocidad angular en el eje x del tibial anterior antes y después de la eliminación del offset.....	40
Figura 25: Representación gráfica del algoritmo de segmentación.....	41

Figura 26: Curvas de Activación normalizadas del Tibial Anterior y Gastrocnemio Medio.	42
Figura 27: Escalogramas obtenidos para el Tibial Anterior y Gastrocnemio Medio.....	44
Figura 28: Representación gráfica del índice de coactivación para el lado izquierdo.....	45
Figura 29: Curva de Activación para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para mayores de ocho años.	48
Figura 30: Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para mayores de ocho años.....	48
Figura 31: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para el grupo control de más de ocho años.....	50
Figura 32: Curva de Activación para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para menores de ocho años.....	51
Figura 33: Comparación entre menores y mayores de ocho años de la Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica.	52
Figura 34: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para menores de ocho años.	53
Figura 35: Señales de EMG obtenidas para un paciente con hemiparesia izquierda. Se representan los estados T0, T1 y T2 grabados el 16/01/2024, 25/04/2024 y 06/06/2024 respectivamente.	55
Figura 36: Curva de Activación para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha hemiparética.....	56
Figura 37: Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha hemiparética.	57
Figura 38: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha hemiparética para el estado T0, T1 y T2.....	59
Figura 39: Señales de EMG obtenidas para un paciente con diparesia. Se representan los estados T1 y T2 grabados el 05/03/2024 y el 04/06/2024 respectivamente.....	61
Figura 40: Curva de Activación para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha diparética.	62
Figura 41: Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha diparética.....	63
Figura 42: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha diparética para el estado T1 y T2.....	64
Figura 43: Señales de EMG obtenidas para un paciente con marcha de puntillas. Se representan los estados T0 y T1 grabados el 16/01/2024 y el 24/04/2024 respectivamente.	66
Figura 44: Curva de Activación de los estados T0 y T1 para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha idiopática de puntillas.....	67
Figura 45: Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha de puntillas.	68

Figura 46: Capturas de video realizadas para los estados T0, T1 y T2 de una marcha hemiparética.	73
Figura 47: Capturas de video tomadas para los estados T1 y T2 de una marcha diparética.	74
Figura 48: Capturas de video tomadas para los Estados T0 y T1 de una Marcha de Puntillas.	75

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Causas de ITW (Oetgen & Peden, 2012).....	12
Tabla 2: Clasificación de la severidad de ITW (Alvarez et al., 2007).....	13
Tabla 3: Patrones de marcha en sujetos con PC y sus características. Tabla simplificada (Papageorgiou et al., 2019).....	28
Tabla 4: Recomendaciones de la SENIAM para la colocación de los sensores.	33
Tabla 5: Características de los sujetos pediátricos con PC de la base de datos.	35
Tabla 6: Características de los sujetos control de la base de datos.....	36
Tabla 7: Índices frecuencial MdPF y AUCt obtenidos para el grupo control de más de ocho años.....	49
Tabla 8: Índices frecuenciales MdPF y AUCt obtenidos para el grupo control de menos de ocho años.....	52
Tabla 9: Índices frecuenciales MdPF y AUCt obtenidos para una marcha hemiparética.....	58
Tabla 10: Índices de Coactivación obtenidos para una marcha hemiparética.	60
Tabla 11: Índices frecuenciales MdPF y AUCt obtenidos para una marcha diparética.	63
Tabla 12: Índices de Coactivación obtenidos para una marcha diparética.	65
Tabla 13: Índices frecuenciales MdPF y AUCt obtenidos para una marcha de puntillas.....	68
Tabla 14: Índices de Coactivación obtenidos para una marcha de puntillas.....	70

ABREVIATURAS

AM1: momentos plantarflexores al inicio de la fase de apoyo

AM2: momentos plantarflexores al final de la fase de apoyo

CIF: Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud

CNNs: Redes Neuronales Convolucionales

CWT: Transformada Wavelet Continua

ECG: Electrocardiograma

EMG: Electromiografía

GMFCS: Sistema de la Función Motora Gruesa

IMU: Unidades de Medición Inercial

ITW: Marcha de Puntillas Idiopática

MUAPs: Potenciales de acción de unidad motora

OMS: Organización Mundial de la Salud

PC: Parálisis cerebral

PUM: Potenciales de unidad motora

PSD: Densidad Espectral de Potencia

RMS: Valor Cuadrático Medio

SNC: Sistema Nervioso Central

TFG: Trabajo Fin de Grado

RESUMEN

La parálisis cerebral (PC) se reconoce como el trastorno neurológico más prevalente en la infancia, afectando aproximadamente a entre 2 y 3 de cada 1000 nacidos vivos. Por otro lado, la marcha de puntillas (ITW) se caracteriza por un patrón de marcha en el que el individuo se desliza apoyando únicamente la parte delantera del pie. Esta manifestación puede tener su origen en la PC u otras afecciones neurológicas, o bien ser de naturaleza idiopática. Las alteraciones en la marcha constituyen una de las principales limitaciones para los niños y niñas afectados por estas condiciones, impactando significativamente su calidad de vida diaria.

La EMG es una técnica neurofisiológica que permite la evaluación y registro de la actividad eléctrica generada por los músculos esqueléticos. Esta técnica facilita el análisis detallado de la función muscular y nerviosa, al detectar los potenciales de acción producidos tanto durante la contracción muscular como en estado de reposo.

En este estudio se propone desarrollar una herramienta basada en la EMG, destinada a complementar la inspección visual y los análisis cinemáticos realizados por los especialistas, proporcionando así una visión más completa del rendimiento motor del paciente.

Para ello, se recopiló una base de datos de señales de EMG de los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial en niños controles, con PC y con ITW. Las señales de EMG fueron preprocesadas y segmentadas para facilitar su análisis. Posteriormente, se calcularon las curvas de activación de cada músculo y se emplearon diversas técnicas de análisis de señales, como el cálculo de la Densidad Espectral de Potencia y el análisis wavelet, para identificar patrones específicos en las señales EMG. Adicionalmente, se calcularon distintos índices, entre ellos el índice de coactivación, para evaluar la coordinación muscular durante la marcha, así como otros índices frecuenciales.

Los resultados revelaron diferencias significativas en las características de las señales EMG entre los niños con PC, ITW y aquellos con patrones de marcha típicos. El análisis frecuencial mostró frecuencias predominantes, mientras que la coactivación muscular reflejó niveles de coordinación muscular alterados. Por otra parte, las curvas de activación muscular permitieron un análisis detallado del ciclo de la marcha de cada paciente, lo cual contribuyó significativamente a su tratamiento y rehabilitación.

PALABRAS CLAVE:

Parálisis cerebral, marcha de puntillas, electromiografía, segmentación de la marcha, análisis de la marcha.

ABSTRACT

PC is recognized as the most prevalent neurological disorder in childhood, affecting approximately 2 to 3 out of every 1000 live births. ITW is characterized by a walking pattern in which the individual moves by supporting only the front part of the foot. This manifestation can originate from CP or other neurological conditions, or it may be idiopathic in nature. Gait abnormalities constitute one of the main limitations for affected children, significantly impacting their daily quality of life.

EMG is a neurophysiological technique that allows the evaluation and recording of the electrical activity generated by skeletal muscles. This technique facilitates a detailed analysis of muscle and nerve function by detecting the action potentials produced during both muscle contraction and rest.

This study aims to develop a tool based on electromyography to complement the visual inspection and kinematic analyses performed by specialists, thereby providing a more comprehensive view of the patient's motor performance.

To this end, a database of EMG signals from the tibialis anterior and medial gastrocnemius muscles was collected in healthy children, children with CP, and children with ITW. The EMG signals were preprocessed and segmented to facilitate their analysis. Subsequently, activation curves for each muscle were calculated, and various signal analysis techniques, such as power spectral density calculation and wavelet analysis, were employed to identify specific patterns in the EMG signals. Additionally, various indices were calculated, including the coactivation index, to assess muscle coordination during gait, as well as other frequency indices.

The results revealed significant differences in the characteristics of the EMG signals between children with CP, ITW, and those with typical gait patterns. Frequency analysis showed predominant frequencies, while muscle coactivation reflected altered levels of muscle coordination. Furthermore, the muscle activation curves allowed for a detailed analysis of each patient's gait cycle, which significantly contributed to their treatment and rehabilitation.

KEYWORDS:

Cerebral palsy, toe walking, electromyography, gait segmentation, gait analysis.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Contexto y Motivación

La PC y la marcha de puntillas son condiciones que afectan a un gran número de niños y niñas en todo el mundo, siendo consideradas las causas más comunes de discapacidad infantil. La PC, en particular, se estima que presenta una incidencia de entre 2 y 3 por cada 1000 nacidos vivos, alcanzando cifras de 40-100 por cada 1000 nacidos vivos entre bebés prematuros y de muy bajo peso al nacer (Cans, 2000), mientras que la ITW es una de las manifestaciones más comunes de esta condición. La espasticidad muscular, presente en aproximadamente el 75% de los niños con PC, contribuye significativamente a los trastornos en la marcha y representa uno de los principales desafíos motores (Mitchell et al., 2015). Esta alteración biomecánica, sumada a las complicaciones neurológicas subyacentes, puede generar repercusiones a largo plazo, como compensaciones musculares, acortamiento de tendones o deformidades óseas (Shelly et al., 2008). Dado que la capacidad de caminar es esencial para las actividades cotidianas y la participación social es crucial abordar de manera efectiva los desafíos relacionados con la marcha y los trastornos motores asociados para mejorar la calidad de vida y la funcionalidad de estos niños.

En la actualidad, los métodos para evaluar el deterioro de la marcha en niños con PC e ITW se basan en la exploración clínica y en el estudio cuantitativo de la cinemática de la marcha. La exploración clínica, basada principalmente en escalas cualitativas como la escala de Ashworth, proporciona una evaluación subjetiva de la espasticidad muscular. Aunque ampliamente utilizada en entornos clínicos, esta escala presenta limitaciones en términos de precisión y objetividad, ya que depende en gran medida de la interpretación del profesional de la salud (Kristinsdóttir et al., 2023).

Por otro lado, el análisis cinemático ofrece una perspectiva más detallada de la marcha, permitiendo una comprensión más completa de sus características biomecánicas. Sin embargo, es importante tener en cuenta que la aplicación de sensores cinemáticos durante la evaluación puede inducir una mejora transitoria en la marcha del niño, posiblemente debido a una mayor atención y concentración durante la caminata, lo cual podría afectar la fiabilidad de los resultados (Bowman et al., 2024). Por lo tanto, sería recomendable complementar el análisis cinemático con otras herramientas de evaluación para garantizar la integridad y precisión de los datos obtenidos, así como para proporcionar una visión más completa del rendimiento motor del niño en cuestión.

Entre las herramientas disponibles, el análisis de EMG ha surgido como una de las mejores alternativas para medir la espasticidad muscular de manera cuantitativa y objetiva. La EMG registra la actividad eléctrica de los músculos durante la contracción, lo que proporciona información detallada sobre la función muscular y la actividad neuromuscular. Al incorporar esta tecnología en la evaluación de la marcha, se puede obtener una comprensión más completa de la función muscular y, por lo tanto, mejorar la precisión en el diseño y la implementación de intervenciones terapéuticas.

Lamentablemente, la mayoría de los sistemas de segmentación de las fases de la marcha basados en EMG requieren del uso de herramientas complementarias, tales como como triggers de sincronización con sistemas de análisis cinemático (ya sea basados en cámaras de infrarrojo o en sensores inerciales), plataformas de fuerza o plantillas sensorizadas para obtener datos precisos sobre el contacto y las fases del ciclo de la marcha. Estos sistemas no

solo dependen de hardware adicional, sino que también suelen estar asociados con licencias de software altamente costosas, lo que limita su accesibilidad y uso en entornos clínicos.

En este contexto, el desarrollo de una herramienta de análisis de EMG de bajo coste y fácil implementación se presenta como una solución para mejorar la evaluación y el tratamiento del deterioro de la marcha en niños con PC e ITW. Esta herramienta permitirá una evaluación más precisa y objetiva de la espasticidad muscular, lo que facilitará la identificación de las necesidades específicas de cada paciente y la adaptación de los tratamientos de manera más efectiva. Además, al ser una solución de bajo coste y fácil implementación, se espera que este sistema pueda ser ampliamente adoptado en entornos clínicos, mejorando así la calidad de vida de los niños con estas condiciones y sus familias.

Este estudio se enmarca en un proyecto de investigación a largo plazo, cuyo objetivo es conseguir una terapia de rehabilitación individualizada, tanto del miembro superior como inferior. Empleando dichos dispositivos, facilitando el proceso de rehabilitación en un entorno conocido y cómodo para el paciente, como puede ser su domicilio.

1.2. Trabajos Previos

Durante décadas, el estudio de la marcha ha sido un tema de interés en la literatura científica. En los últimos años, un creciente número de investigaciones han integrado la EMG en los análisis de la marcha. Estos estudios se enfocan en diversas áreas, que van desde el preprocesamiento de la señal hasta la segmentación y el posterior análisis.

El preprocesado es esencial para eliminar el ruido y las interferencias que pueden afectar la precisión del análisis. De Luca et al., (2010) propusieron técnicas de filtrado digital para eliminar el ruido de alta frecuencia y el ruido de la línea de potencia (50/60 Hz). Utilizaron filtros paso bajo y paso alto para conservar las frecuencias de interés (entre 20 y 500 Hz) mientras eliminaban las componentes de ruido, mejorando así la calidad de las señales. Por otro lado, Clancy & Hogan (1997) desarrollaron métodos avanzados de filtrado adaptativo para mejorar la calidad de las señales de EMG en condiciones dinámicas. Su investigación se centró en algoritmos que se ajustan automáticamente a los cambios en la señal, proporcionando una mayor precisión en la eliminación de artefactos de movimiento y otros ruidos.

Siguiendo con la segmentación de la señal de EMG varias técnicas fueron desarrolladas para este propósito. Phinyomark et al. (2018) utilizaron algoritmos basados en el análisis del ciclo de la marcha mediante marcadores cinemáticos. Estos algoritmos segmentan la señal de EMG en fases como contacto inicial, apoyo medio y despegue. Por su parte, Ghassemi et al. (2015) emplearon redes neuronales artificiales para segmentar automáticamente las señales de EMG. Su enfoque se centró en la identificación en tiempo real de las fases de la marcha mediante técnicas de aprendizaje automático.

Shiavi et al. (1998) desarrollaron un método basado en el análisis temporal para segmentar las señales de EMG. Este método utiliza parámetros temporales de la marcha, obtenidos a partir de la señal de EMG y de la cinemática de la marcha, para dividir la señal en diferentes fases. Específicamente, utilizaron eventos como el contacto del talón y el despegue del dedo del pie, identificados mediante la señal de EMG y sensores de presión.

Una vez segmentadas y preprocesadas, las señales de EMG son sometidas a diversos análisis para extraer información útil sobre la activación y coordinación muscular. Kamen y Gabriel (2010) utilizaron la PSD para identificar las frecuencias predominantes en las señales de

EMG. Esta técnica proporciona información sobre la fatiga muscular y el tipo de fibras musculares activadas durante la marcha. Por otra parte, Von Tscherner (2000) empleó wavelets para descomponer las señales de EMG en componentes de diferentes escalas y frecuencias mientras que Fong et al. (2010) utilizaron este tipo de análisis para estudiar la activación muscular en condiciones de marcha alterada.

Falconer y Winter (1985) calcularon el índice de coactivación para evaluar la coordinación entre diferentes músculos. Este índice proporciona una medida cuantitativa de la coactivación muscular durante la marcha, mostrando que los niños con PC presentaban niveles alterados de coactivación en comparación con los sujetos control.

1.3. Hipótesis y Objetivos

La hipótesis de partida establecida fue *“Es posible complementar el análisis cinemático de la marcha en niños con parálisis cerebral disponiendo de unos sensores electromiográficos que permiten recopilar al mismo tiempo datos inerciales para así poder evaluar sus tratamientos de una forma más completa”*

Por tanto, el objetivo principal de este proyecto es desarrollar un algoritmo que permita realizar la segmentación y analizar los datos electromiográficos. Esta herramienta permitirá personalizar los tratamientos y cuantificar las decisiones terapéuticas de pacientes con patologías neurológicas como la PC o la ITW.

Con el fin de lograr el objetivo principal, se ha dividido este TFG en subobjetivos específicos:

- I. Investigar acerca del análisis de la marcha a partir de la señal de electromiografía, la PC y la ITW.
- II. Recoger una base de datos electromiográficos de patrones de marcha de sujetos control, pacientes con PC y con ITW.
- III. Diseñar una herramienta en Python que permita el preprocesamiento y la segmentación de los datos electromiográficos adquiridos anteriormente.
- IV. Analizar los patrones de la marcha con diferentes métricas que permitan cuantificar objetivamente la mejoría o el empeoramiento de cada paciente.
- V. Analizar y comparar los resultados obtenidos con aquellos reportados en estudios similares ya publicados.
- VI. Extraer conclusiones basadas en los datos obtenidos durante las diferentes pruebas, considerando las limitaciones y proponiendo posibles mejoras para futuros estudios.
- VII. Implementar esta herramienta en el área de rehabilitación del Hospital Río Hortega de Valladolid.

1.4. Organización de la Memoria

Este documento está organizado en ocho capítulos. En este primer capítulo introductorio, se han expuesto los conceptos fundamentales que sustentan este TFG, junto con el contexto actual, el problema que se aborda, la hipótesis planteada y los objetivos. A continuación, se ofrece un resumen del contenido de los capítulos restantes:

El **Capítulo 2, titulado “Patologías neurológicas que afectan a la marcha”**, examina las principales enfermedades neurológicas que provocan alteraciones en la marcha en la población pediátrica, destacando sus síntomas y las diferentes clasificaciones de los pacientes que las padecen.

En el **Capítulo 3, “Electromiografía”**, se profundiza en los conceptos básicos de esta técnica, así como en la fisiología muscular relevante.

El **Capítulo 4, “Proceso de Marcha”**, ofrece un análisis detallado del movimiento de la marcha, dividiéndolo en sus distintas fases y subfases. También se describen las desviaciones más comunes de la marcha en sujetos con PC e ITW.

El **Capítulo 5, “Materiales y Métodos”**, describe la base de datos utilizada para este TFG, incluyendo su preprocesamiento. También se aborda la segmentación de la marcha, las diferentes métricas extraídas de estas señales y la red neuronal desarrollada.

El **Capítulo 6, “Resultados”**, presenta y analiza los resultados obtenidos en cada grupo de estudio.

El **Capítulo 7, “Validación y Limitaciones”**, compara los resultados con estudios previos similares. Además, se discuten los hallazgos de este TFG, así como las limitaciones y desafíos encontrados durante su desarrollo.

Finalmente, en el **Capítulo 8, “Conclusiones y Líneas Futuras”**, se presentan las conclusiones extraídas de este trabajo y se proponen posibles direcciones para futuras investigaciones que continúen y amplíen este estudio.

2. PATOLOGÍAS NEUROLÓGICAS QUE AFECTAN A LA MARCHA

Dentro del espectro de las patologías neurológicas que afectan la marcha, la PC y la ITW destacan por su alta incidencia durante la infancia. La PC es una condición compleja caracterizada por trastornos motores y posturales debido a lesiones cerebrales tempranas. A su vez, la ITW, aunque a menudo vista como un síntoma, puede considerarse una patología específica por sí misma, con un impacto significativo en la movilidad y calidad de vida de los pacientes. En este capítulo, se examinarán estas dos entidades, explorando sus manifestaciones clínicas, etiología y clasificaciones.

2.1. Parálisis Cerebral

La PC es considerada la principal causa de discapacidad en la infancia. Se caracteriza por una lesión cerebral no progresiva y permanente que ocurre durante el desarrollo cerebral, ya sea antes, durante o después del parto. La incidencia de esta condición se sitúa entre 2 y 3 por cada 1.000 nacidos vivos, (Cans, 2000).

2.1.1. Etiología

Esta condición se ve influenciada por diversos factores de riesgo. Estos factores se pueden clasificar en tres categorías principales: previos a la concepción, prenatales y perinatales. Entre los factores previos a la concepción se incluyen enfermedades sistémicas maternas, consumo de drogas y abortos espontáneos previos. Los factores prenatales abarcan condiciones como sangrado vaginal, anomalías de la placenta, infecciones uterinas y embarazos múltiples. Por su parte, los factores perinatales involucran partos prematuros, asistidos por cesárea o con fórceps, partos prolongados y asfixia durante el parto. Además, existen otros factores neonatales como el síndrome de *distress* respiratorio, las infecciones, las hemorragias intracraneales o las convulsiones neonatales (Gulati & Sondhi, 2018).

El bajo peso al nacer y la prematuridad son factores que aumentan la incidencia de PC. Por ejemplo, el primero puede incrementar la incidencia hasta 100 veces en niños por debajo de los 1500 gramos, mientras que el segundo puede aumentarla hasta 146 por cada 1000 nacidos vivos en partos ocurridos antes de la semana 28 de gestación (Cans, 2000). A pesar de estos factores de riesgo identificados, el 80% de los casos de parálisis cerebral no tienen una causa clara y se consideran de etiología idiopática.

2.1.2. Manifestaciones clínicas

Uno de los síntomas más frecuentes de la PC es la incapacidad para controlar y coordinar adecuadamente ciertos grupos musculares. Esta dificultad se manifiesta tanto en habilidades motoras finas, como agarrar objetos o escribir, como en habilidades motoras gruesas, como caminar o mantener el equilibrio (Dzienkowski et al., 1996). Otro síntoma comúnmente asociado con la PC es la espasticidad o rigidez muscular, lo cual puede dar lugar a contracciones musculares involuntarias, ocasionando movimientos bruscos o rígidos. Asimismo, puede provocar contracturas articulares, donde las articulaciones quedan fijadas de manera permanente en una posición doblada o flexionada. Las personas

con PC también pueden enfrentar desafíos en el habla y la comunicación, que van desde dificultades para articular palabras claramente hasta la total incapacidad para hablar. Además, algunos individuos pueden experimentar problemas para tragar o controlar los músculos faciales necesarios para comer y beber. Otros posibles síntomas abarcan dificultades sensoriales, como problemas de visión u audición, así como alteraciones cognitivas que afectan el aprendizaje y las habilidades intelectuales, convulsiones y problemas de comportamiento (Al-Zwaini, 2018). Es importante señalar que la gravedad y la combinación de síntomas pueden variar considerablemente entre las personas con PC. Por último, es relevante destacar que los síntomas no tienden a empeorar con el tiempo (Gulati & Sondhi, 2018).

2.1.3. Clasificación

En el año 2001, la OMS creó la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud (CIF) con el propósito estandarizar la recopilación de datos relacionados con la salud y la discapacidad a nivel mundial. Esta iniciativa define la discapacidad como una disfunción que puede manifestarse en uno o más de tres niveles: la afectación de las estructuras corporales o de las funciones, ya sean fisiológicas o psicológicas, las restricciones en la participación y las limitaciones en las actividades en contextos de la vida diaria (Cuenot, 2018). A día de hoy, se han diseñado clasificaciones para la PC que abarcan tanto el nivel de limitación de actividad como la afectación estructural, los cuales serán objeto de análisis en las siguientes secciones. No obstante, aún no se ha desarrollado un marco clasificatorio para abordar las restricciones en la participación (Morris, 2007).

2.1.3.1. En función de la limitación de la actividad

Atendiendo al primer tipo de clasificación, se encuentran los siguientes tipos de déficits motores esquematizados en la Figura 1 (Morris, 2007).

- **La hemiparesia** se caracteriza por la debilidad o la falta de control muscular en un lado del cuerpo, ya sea en el lado izquierdo o derecho. Esta condición puede afectar tanto a las extremidades superiores como a las inferiores, así como a la función motora del lado afectado del cuerpo. Los pacientes con hemiparesia pueden presentar dificultades para caminar de manera simétrica.
- **La monoparesia** implica debilidad o falta de control muscular en una sola extremidad, ya sea un brazo o una pierna. A diferencia de la hemiparesia, donde está comprometido un lado completo del cuerpo, la monoparesia afecta solo a una parte específica.
- **La diparesia** se refiere a la debilidad o la falta de control muscular que afecta predominantemente a las extremidades inferiores, mientras que las extremidades superiores se ven menos afectadas o incluso pueden estar relativamente intactas. Esta condición puede manifestarse como dificultades para caminar, problemas de equilibrio y coordinación, así como otras dificultades relacionadas con el movimiento de las piernas.
- **La cuadriplejia** es una forma severa de parálisis cerebral que afecta a todas las extremidades y, a menudo, al tronco y la función respiratoria. Esta condición conlleva una pérdida significativa de la función motora y puede estar asociada con

otros desafíos médicos, como dificultades respiratorias y de alimentación. Los pacientes con cuadriplejia pueden requerir asistencia completa para realizar actividades cotidianas.

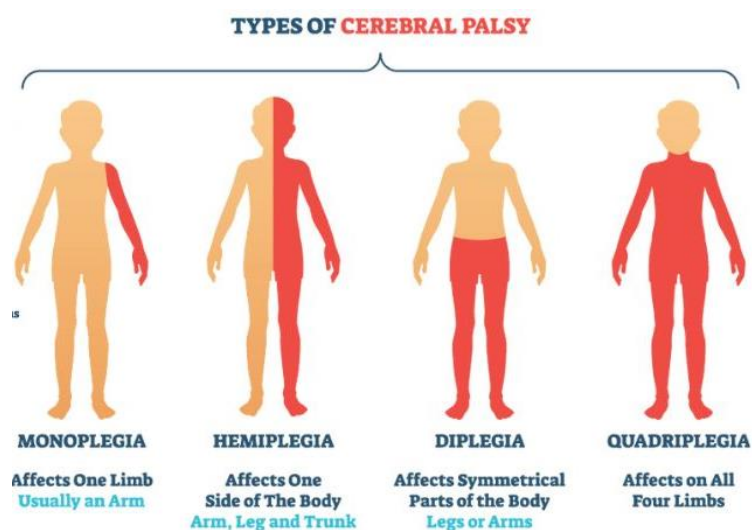


Figura 1: Tipos de PC en función de la limitación de la actividad (Morris, 2007).

2.1.3.2. En función de la limitación de la afectación estructural

Si se realiza la clasificación en función de la estructura cerebral afectada, se encuentran los siguientes tipos de déficits reflejados en la Figura 2 (Sadowska et al., 2020).

- **PC espástica**: la espasticidad, que se manifiesta como rigidez muscular, es una característica prominente en individuos con PC espástica. Este tipo de PC se atribuye a disfunciones en las células de la corteza cerebral, afectando la capacidad de controlar los músculos. Representa aproximadamente el 60-70% de los casos de PC.
- La **PC discinética o atetoide** se distingue por movimientos involuntarios y descoordinados, que pueden intensificarse con la fatiga y las emociones. Este tipo de PC causado por disfunciones en la parte central del cerebro, conlleva una variabilidad en la tensión muscular, dificultando la realización de actividades voluntarias.
- En el caso de la **PC atáxica**, las dificultades en el equilibrio son prominentes debido a lesiones en el cerebelo. Esto puede resultar en una marcha inestable, aunque la capacidad para caminar puede variar según la gravedad de la lesión.
- La **PC mixta**, se caracteriza por lesiones en múltiples áreas del cerebro, lo que conduce a una combinación de síntomas de diferentes tipos de parálisis cerebral. Lo que conlleva manifestaciones clínicas diversas y variadas, que pueden presentar desafíos únicos para el individuo afectado.

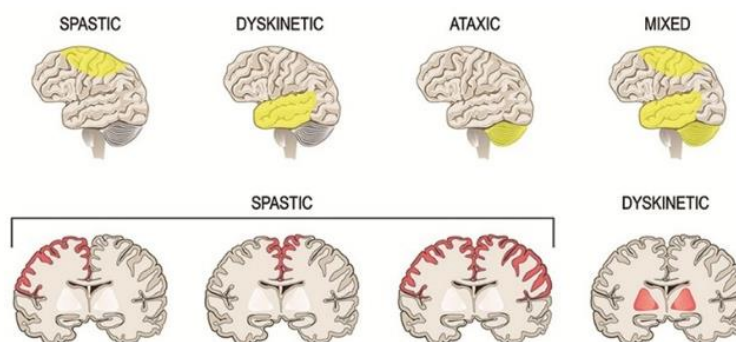


Figura 2: Afectación cerebral de los diferentes tipos de PC (Sadowska et al., 2020).

2.1.4. Escalas para la evaluación de la marcha

La funcionalidad e independencia de los pacientes con PC se evalúa mediante diferentes escalas. Debido a que nuestro propósito es centrarnos en el análisis de la marcha la más útil es la GMFCS (Jankovic et al., 2022). Esta escala divide a los niños en cinco niveles según su capacidad de movimiento autónomo y el uso de dispositivos de apoyo. Inicialmente diseñada para niños de 2 a 12 años, esta escala se ha adaptado posteriormente con anexos que tienen en cuenta los hitos del desarrollo correspondientes a diferentes edades.

Los cinco niveles mostrados en la Figura 3 son los siguientes (Jankovic et al., 2022):

- **Nivel I:** Los niños pueden caminar sin restricciones tanto en espacios interiores como exteriores, y pueden subir escaleras. Aunque tienen la capacidad de correr y saltar, su coordinación velocidad, y equilibrio están algo comprometidos.
- **Nivel II:** Caminan con ciertas limitaciones, lo que puede requerir el uso de dispositivos de movilidad manual o incluso una silla de ruedas para distancias largas o para terrenos irregulares. Necesitan asistencia para subir escaleras y tienen dificultades para correr o saltar.
- **Nivel III:** Utilizan dispositivos de movilidad manual para desplazarse en distancias cortas y en interiores, pero dependen de una silla de ruedas para desplazamientos largos o actividades al aire libre.
- **Nivel IV:** Pueden mantenerse sentados con apoyo, pero su capacidad de moverse de manera autónoma es muy limitada, por lo que necesitan una silla de ruedas, ya sea manual o eléctrica, para su movilidad.
- **Nivel V:** Tienen serias dificultades en el control del tronco y la cabeza, lo que les impide moverse de forma independiente, necesitando ser transportados en todo momento.



Figura 3: Niveles de la escala GMFCS (Jankovic et al., 2022).

2.2. Marcha de Puntillas Idiopática

La ITW se define como un patrón de marcha anormal en el que el individuo camina predominantemente sobre las puntas de los pies sin una causa neurológica u ortopédica identificable (Oetgen & Peden, 2012). Esta condición también se describe como la persistencia inusual de caminar en puntillas, que es principalmente una fase fisiológica en niños pequeños, más allá de los 2 años de edad (Alvarez et al., 2007).

Durante el ciclo de la marcha, se observa una falta o restricción del contacto inicial del talón con el suelo; en su lugar, el peso corporal se sostiene predominantemente en la parte delantera del pie. La restricción del movimiento en el tobillo es uno de los indicadores más comunes para un diagnóstico de ITW en la población pediátrica. En términos de prevalencia, se estima que aproximadamente 1 de cada 20 niños presenta este patrón de marcha anormal (Ruzbarsky et al., 2016).

2.2.1. Etiología

La ITW puede ser desencadenada por diversos factores, tales como condiciones anatómicas o neuromusculares, anomalías en el desarrollo y causas idiopáticas (Oetgen & Peden, 2012; Ruzbarsky et al., 2016). Entre las posibles etiologías se ha sugerido la influencia del procesamiento sensorial, afectado por la falta de caminar descalzo en niños de países desarrollados, así como diferencias en las fibras musculares tipo 1 en el músculo gastrocnemio. Se está estudiando que el ITW también tiene un componente genético, respaldado por antecedentes familiares positivos en muchos casos. A pesar de estas teorías, aún no se han identificado claramente las causas subyacentes del ITW (Oetgen & Peden, 2012). Entre las posibles causas adicionales reflejadas en la Tabla 1 se incluyen la presencia de un tendón de Aquiles corto, la parálisis cerebral, la distrofia muscular y la asociación con trastornos del espectro autista (Oetgen & Peden, 2012).

POSIBLES CAUSAS DE ITW
Parálisis cerebral
Distrofia muscular congénita
Síndrome de la cuerda anclada
Retraso global del desarrollo
Autismo
Malformación venosa del músculo de la pantorrilla posterior
Discrepancia de longitud de las extremidades congénita o postraumática
Enfermedad de Charcot-Marie-Tooth
Esquizofrenia

Tabla 1: Causas de ITW (Oetgen & Peden, 2012).

2.2.2. Clasificación

En este apartado se presenta una clasificación destinada a evaluar y categorizar la gravedad de ITW. La clasificación reflejada en la Tabla 2 consta de tres tipos distintos: tipo 1 (leve), tipo 2 (moderado) y tipo 3 (grave)(Alvarez et al., 2007). Estos tipos se determinan mediante tres criterios, que han sido identificados a partir de datos cinemáticos del tobillo:

- **Presencia del primer balanceo del tobillo (primer AR):** Se evalúa si el sujeto exhibe un adecuado movimiento del tobillo al caminar, desde el contacto inicial con el suelo hasta la máxima flexión plantar durante la fase inicial de la marcha.
- **Presencia de un tercer balanceo del tobillo temprano (tercer AR):** Se observa si existe una adecuada progresión hacia la flexión plantar durante la fase de balanceo de la marcha. Se considera que este paso debería ocurrir más tarde en el ciclo de la marcha, y su anticipación puede indicar anormalidades en el patrón de marcha.
- **Predominio temprano del primer momento del tobillo (AM1):** Se analiza la fuerza generada por el tobillo al apoyarse en el suelo. Esto se realiza analizando la relación entre los momentos plantarflexores máximos en el inicio de la fase de apoyo (AM1) y al final de la misma (AM2). Si el momento plantarflexor es mayor en la fase inicial, sugiere una mayor carga sobre el tobillo durante la fase de apoyo.

Severidad	Primer AR	Tercer AR	AM1
Tipo 1	Si	No	No
Tipo 2	Si/No	Si/No	No
Tipo 3	No	Si	Si

Tabla 2: Clasificación de la severidad de ITW (Alvarez et al., 2007).

3. ELECTROMIOGRAFÍA

La EMG se centra en el estudio de las señales eléctricas que son generadas por los músculos durante sus contracciones. La detección, el análisis y el procesamiento de esta señal es comúnmente empleado en campos como el diagnóstico clínico, la rehabilitación y la investigación (Drost et al., 2006).

La señal de EMG mide la diferencia de potencial generada por los músculos en la superficie de la piel. Para comprender este proceso, es esencial entender la fisiología subyacente de estas señales.

3.1. Fundamentos Fisiológicos

3.1.1. Sistema Muscular

El sistema muscular del cuerpo humano es un entramado complejo de tejidos que desempeñan un papel fundamental en la locomoción, la estabilidad postural y en diversas funciones fisiológicas. Este sistema se compone principalmente de tres tipos de tejido muscular representados en la Figura 4 (Guyton & Hall, 1996):

- **Músculo esquelético:** se une al hueso, es estriado y su contracción está bajo control voluntario. Es el tipo más común de tejido en el cuerpo humano.
- **Músculo liso:** presente en las paredes de los órganos internos y glándulas. A diferencia del músculo esquelético, sus contracciones son involuntarias.
- **Músculo cardíaco:** este tipo de tejido muscular estriado es exclusivo del corazón. Sus contracciones son involuntarias y están coordinadas por el sistema nervioso autónomo y las señales eléctricas internas del corazón.

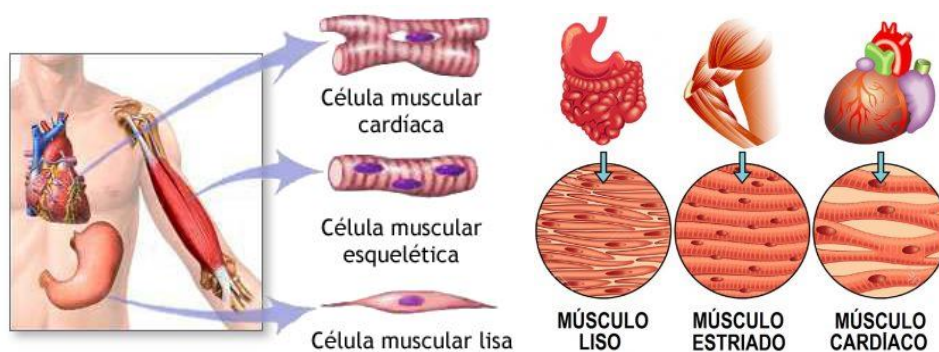


Figura 4: Vista transversal y longitudinal de los tres tipos de músculo: liso, estriado y cardíaco.

Dado que el enfoque de este proyecto se centra en la electromiografía es relevante destacar la importancia del músculo esquelético. Este tipo de músculo está compuesto por diversos tipos de tejidos, incluyendo fibras musculares, tejido nervioso, sangre y tejido conectivo.

Las funciones del músculo esquelético abarcan la generación de fuerza para la locomoción y la respiración, así como el mantenimiento de la postura y la producción de calor durante períodos de estrés por frío.

A continuación, se describirá la organización de las fibras musculares (Dave et al., 2024):

- **Epimisio:** es una capa de tejido conectivo que envuelve un conjunto de haces musculares o fascículos.
- **Perimisio:** otra capa de tejido conectivo que envuelve un fascículo de fibras musculares estriadas.
- **Endomisio:** el tejido conectivo interno que rodea y compacta cada fibra muscular estriada dentro del fascículo.

Cada una de estas estructuras está envuelta por una membrana llamada sarcolema, que proporciona soporte y protección a las fibras musculares. En la Figura 5 se describe la estructura del músculo esquelético anteriormente descrita.

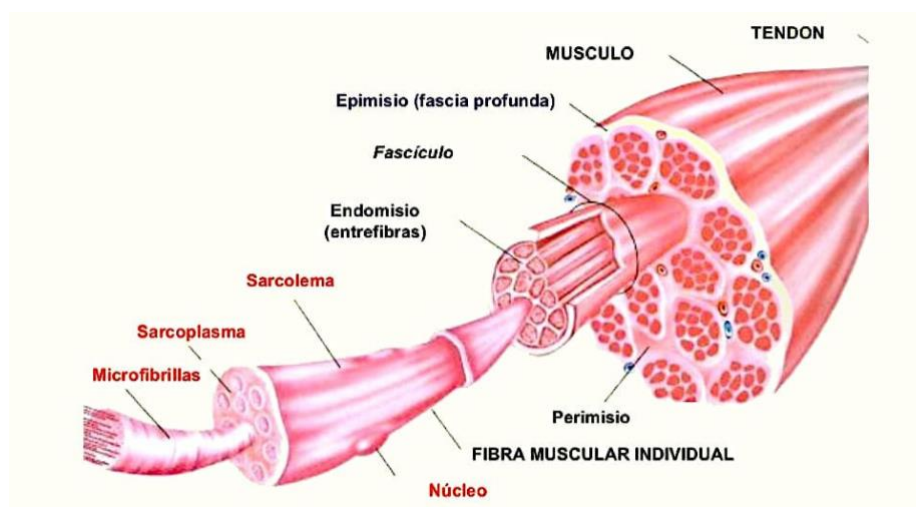


Figura 5: Estructura del músculo esquelético.

El siguiente nivel estructural es conocido como sarcoplasma. Está compuesto por una variedad de proteínas celulares, orgánulos como las mitocondrias, y miofibrillas. Las miofibrillas son estructuras filamentosas abundantes que contienen proteínas contráctiles especiales: actina y miosina. La organización de estos filamentos proteicos es lo que confiere al músculo esquelético su apariencia estriada.

Tal y como se puede observar en la Figura 6, estas miofibrillas se subdividen en unidades individuales llamadas sarcómeros, que están conectadas entre sí por una delgada lámina de proteínas estructurales llamada línea Z. Dentro del sarcómero, los filamentos de actina predominan en las regiones claras (bandas I), mientras que los filamentos de miosina se encuentran en las zonas oscuras (banda A). En el centro del sarcómero, los filamentos de miosina que no se superponen con la actina forman la zona H (Guyton & Hall, 1996). Esta organización altamente ordenada es fundamental para la función contráctil del músculo.

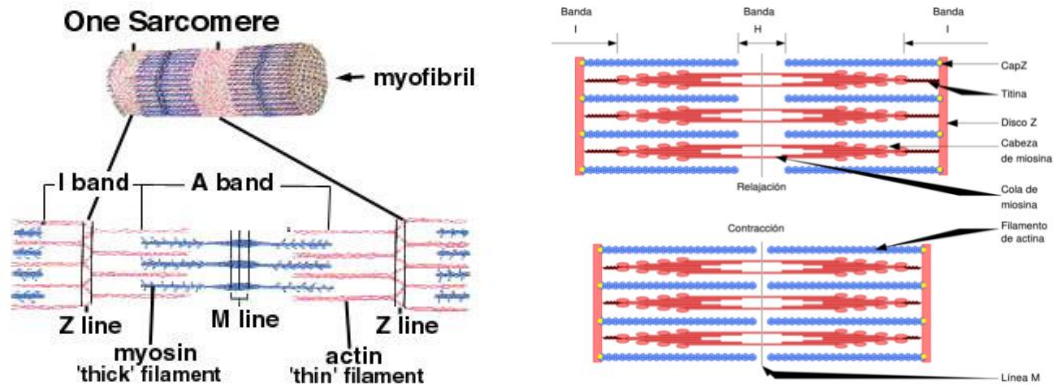


Figura 6: Estructura de la miofibrilla (Guyton & Hall, 1996).

3.1.2. Unidad Motora

La unidad motora es el componente funcional más pequeño dentro del músculo esquelético. Como se observa en la Figura 7, se compone por tres elementos principales (de Luca et al., 1982):

- **Neurona motora (motoneurona):** encargada de conducir los impulsos nerviosos desde el SNC hasta los músculos. Se pueden distinguir dos vías: eferente (del SNC al exterior) y aferente (del exterior al SNC).
- **Axón:** es la prolongación de la neurona hasta otras neuronas o células diana (como las musculares) y por el cual se transmite el impulso nervioso. Cuando el axón llega al músculo se ramifica e inerva diferentes fibras musculares en las denominadas uniones neuromusculares.
- **Conjunto de fibras musculares** inervadas por una misma unidad motora. Este conjunto recibe el nombre de territorio de unidad motora. Cabe destacar que los territorios no son disjuntos, sino que se encuentran solapados y que son muy desiguales en cuanto al área que cubren (son mayoritarias las áreas pequeñas respecto a las grandes).

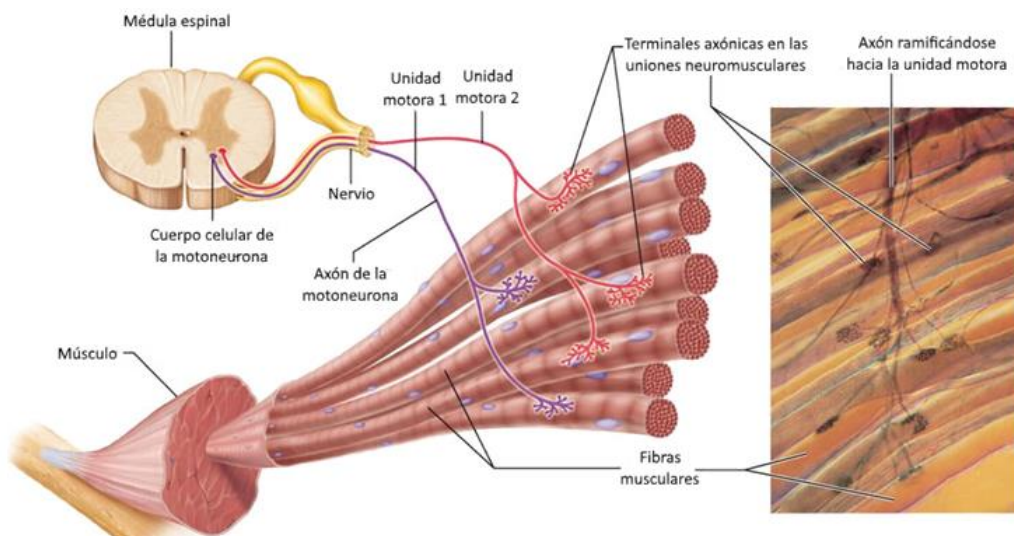


Figura 7: Unidad motora y zonas de inervación.

El sistema nervioso regula los niveles de contracción muscular de dos formas principales: ajustando el número de unidades motoras reclutadas y modificando la frecuencia del potencial de acción de cada unidad motora, es decir, la señal que activa estas unidades. El proceso de reclutamiento de unidades motoras sigue un orden específico, comenzando con aquellas que presentan baja resistencia a la fatiga y, a medida que se requiere mayor tensión, se incorporan unidades con alta resistencia a la fatiga.

Todas las fibras musculares controladas por una misma neurona se contraen y relajan de manera sincronizada. Por ejemplo, una sola motoneurona puede provocar la contracción simultánea de unas 150 fibras musculares.

La densidad de fibras por unidad motora varía según el tipo de músculo. Los músculos responsables de movimientos precisos cuentan con pocas fibras inervadas por cada unidad motora, mientras que los músculos donde se prioriza la fuerza sobre la precisión tienen miles de fibras controladas por una sola unidad motora.

Por tanto, se pueden distinguir diferentes tipos de fibras musculares según su respuesta a la contracción. Estos tipos de fibras se encuentran esquematizados en la Figura 8 (Costanzo, 2023):

- **Tipo I:** de contracción lenta y alta resistencia a la fatiga. Su velocidad de conducción es extremadamente lenta. Presentan un diámetro pequeño y un contenido mitocondrial alto debido a que su sistema energético predominante es el aerobio.
- **Tipo IIa:** de contracción rápida y resistencia a la fatiga intermedia. Su velocidad de conducción es mayor.
- **Tipo IIb:** de contracción rápido y fatigable. Su velocidad de contracción es elevada.



Figura 8: Tipos de fibras musculares.

3.1.3. Señal de EMG

3.1.3.1. Generación

La señal de EMG se origina en la actividad eléctrica intrínseca de las fibras musculares durante la contracción. Este proceso se inicia con la estimulación nerviosa, donde un impulso eléctrico viaja a lo largo del axón de la motoneurona y llega a la unión neuromuscular, donde se libera el neurotransmisor acetilcolina (Costanzo, 2023). La acetilcolina se une a los receptores en la membrana de la fibra muscular, desencadenando

la apertura de canales iónicos y permitiendo el flujo de iones entre el interior y el exterior celular.

Como resultado, se produce una despolarización localizada en la membrana de la fibra muscular, donde el potencial de membrana se invierte rápidamente de su estado de reposo negativo (aproximadamente -80 mV) a un estado de excitación positiva (alrededor de $+30$ mV) (Guyton & Hall, 1996). Este cambio en el potencial de membrana se conoce como potencial de acción. Durante la despolarización, se produce la rápida entrada de iones sodio a la célula, seguida de la salida de iones potasio, lo que permite que la membrana vuelva a su estado de reposo negativo durante la repolarización. En la Figura 9 se encuentra esquematizado el proceso anteriormente descrito.

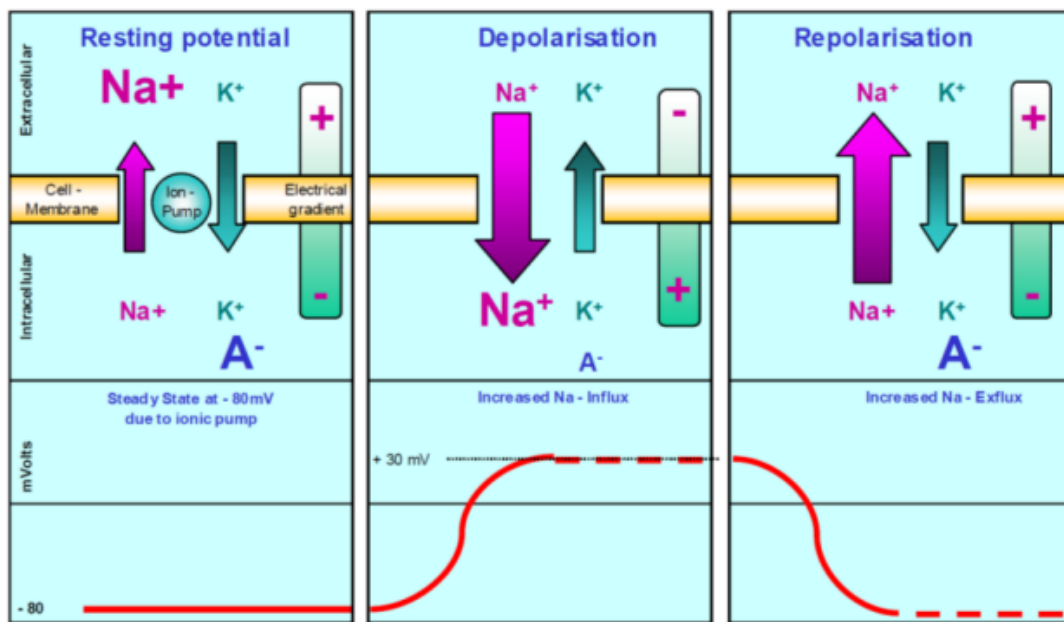


Figura 9: Evolución del Potencial de Acción en una célula muscular (Konrad, 2005).

La propagación del potencial de acción a lo largo de la fibra muscular es crucial para coordinar la contracción muscular. Este proceso se lleva a cabo mediante la generación de nuevos potenciales de acción en áreas adyacentes de la membrana, desencadenados por la difusión local de iones cargados a lo largo del sarcolema. Esta propagación bidireccional del potencial de acción permite que la señal eléctrica se propague a lo largo de la fibra muscular, activando las miofibrillas y desencadenando la contracción muscular.

3.1.3.2. Composición de las señales de EMG

La señal de EMG surge de la combinación de potenciales de acción de unidad motora (MUAPs) tal y como se observa en la Figura 10. Esta combinación refleja la actividad eléctrica de las fibras musculares durante la contracción. Estos potenciales se desencadenan simultáneamente en todas las fibras que constituyen una unidad motora y están influenciados por una serie de factores, como las propiedades de la unión neuromuscular, el diámetro de las fibras, su composición química y el nivel de fatiga (Guyton & Hall, 1996). Además, la distancia entre las fibras musculares y el sensor de superficie utilizado para registrar las MUAPs afecta la forma y la amplitud de la señal EMG capturada.

Es relevante destacar que las unidades motoras más grandes generan MUAPs de mayor amplitud, lo que contribuye a la señal EMG registrada. Debido a la naturaleza de los tejidos como filtros paso bajo, las unidades motoras más grandes y cercanas al sensor tienen una mayor influencia en la señal capturada.

Además, los potenciales de acción de las MUAPs no siguen un patrón estrictamente periódico, sino que presentan una distribución Gaussiana (Konrad, 2005). En condiciones de contracción muscular baja, la frecuencia de los potenciales de acción puede ser baja, pero aumenta con la intensidad de la contracción. Por lo general, se observa un incremento en la frecuencia hasta alcanzar valores típicos de alrededor de 30 pulsos por segundo en niveles de activación muscular más altos. A medida que aumenta la activación muscular, también se incrementa el número de unidades motoras activadas, lo que contribuye a una mayor amplitud y frecuencia en la señal EMG registrada.

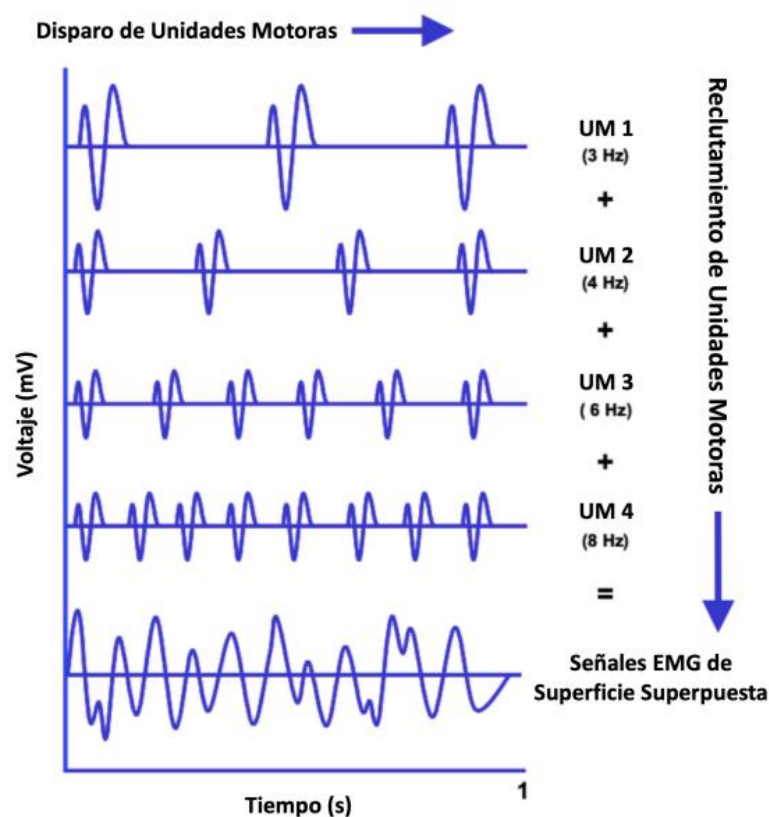


Figura 10: Superposición de señales electromiográficas de superficie de cuatro unidades motoras (Kumar, 2017).

3.1.3.3. Características de las señales de EMG

Las señales EMG se caracterizan principalmente por su frecuencia y amplitud. La frecuencia de una señal EMG suele oscilar entre los 20 y 500 Hz, con un contenido más significativo en el rango de 50 a 150 Hz (Kumar, 2017). La amplitud de las señales EMG varía ampliamente, dependiendo del nivel de contracción muscular, la ubicación de los electrodos y las condiciones anatómicas del sujeto. La amplitud típica de una señal EMG superficial puede oscilar entre 0 y 10 mV.

Las señales EMG son de naturaleza transitoria y estocástica, presentando picos de actividad eléctrica que corresponden a la activación de unidades motoras individuales. La duración

de estos picos, conocidos como potenciales de unidad motora (PUM), suele estar en el rango de 5 a 15 ms (Konrad, 2005). La forma de onda de una señal EMG es compleja, reflejando la suma de múltiples PUM superpuestos, y puede variar significativamente en diferentes condiciones musculares.

Diversos factores pueden influir en las características de las señales EMG, incluyendo la colocación y tipo de electrodos, la conductividad de la piel, la temperatura corporal, la profundidad y tamaño de los músculos, y la presencia de artefactos de movimiento (Shiavi et al., 1998). Por ejemplo, los electrodos de superficie captan señales de un área más amplia del músculo y son más susceptibles a interferencias externas, mientras que los electrodos de aguja, que se insertan directamente en el músculo, ofrecen registros más específicos, pero son invasivos.

3.2. Detección de las señales electromiográficas

3.2.1. Electrodos

La actividad muscular puede ser registrada empleando dos tipos diferentes de electrodos: los electrodos intramusculares y los electrodos de superficie. Los dos tipos de electrodos se encuentran representados en la Figura 11.

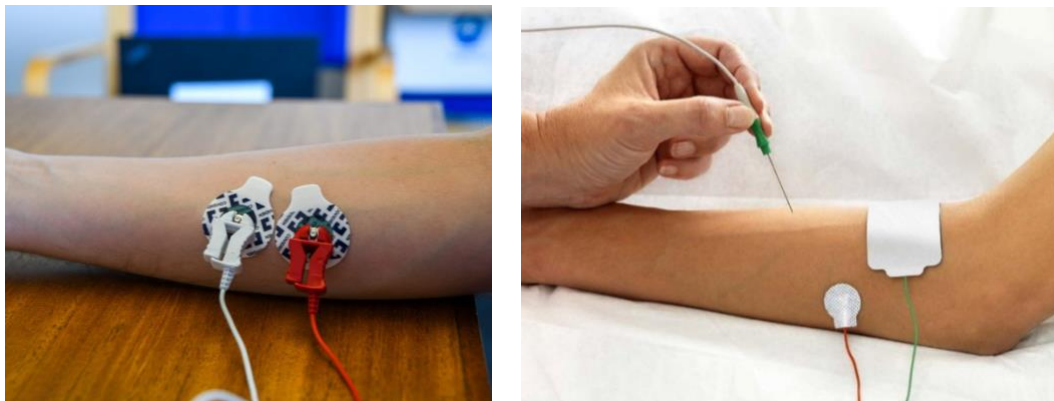


Figura 11: Ejemplo de colocación de electrodos de superficie (izquierda) y electrodos intramusculares (derecha).

En primer lugar, los electrodos de inserción, también conocidos como intramusculares, se introducen en el músculo mediante una aguja. Estos electrodos permiten registrar zonas específicas y acceder a músculos profundos y de pequeño tamaño, que resultan imposibles de monitorear con los electrodos de superficie. Sin embargo, presentan dos grandes inconvenientes. Primero, su gran invasividad, ya que la inserción del electrodo mediante una aguja puede generar calambres y molestias. Segundo, su baja reproducibilidad, dado que es muy difícil volver a colocar el electrodo en el mismo punto exacto del músculo en mediciones posteriores.

Por otro lado, los electrodos de superficie captan la actividad eléctrica de áreas mucho mayores que los intramusculares. Entre sus ventajas se destacan que permiten una visión global del funcionamiento del músculo, son fáciles de colocar y no son intrusivos, lo que significa que no producen dolor. Además, los registros y resultados obtenidos con estos

electrodos son más fácilmente reproducibles en comparación con los electrodos de aguja. No obstante, también presentan ciertos inconvenientes. Solo pueden captar la actividad de músculos superficiales debido a la elevada atenuación de los tejidos cutáneos y subcutáneos. Asimismo, existe una mayor probabilidad de registrar la actividad de músculos adyacentes y de introducir artefactos de movimiento en las mediciones.

En la Figura 12 se puede observar la diferencia entre las señales de EMG capturadas con electrodos superficiales e intramusculares. Debido al efecto de filtrado de los tejidos intermedios, se puede apreciar como el EMG superficial es mucho más suave.



Figura 12: Comparación de las señales de EMG capturadas con electrodos superficiales e intramusculares.

3.2.1.1. Electrodos presentes en el mercado actual

En España, las dos marcas más importantes en el análisis EMG son *Delsys* y *Noraxon*. Los sensores *Trigno* de *Delsys* y *Ultium EMG* de *Noraxon* representados en la Figura 13 son las opciones más avanzadas disponible hoy en día. Ambos ofrecen alta calidad de señal y precisión. *Trigno* destaca por su frecuencia de muestreo de hasta 2000 Hz y su diseño compacto, ideal para aplicaciones clínicas y deportivas, mientras que *Ultium EMG* supera en frecuencia de muestreo con hasta 4000 Hz, lo que lo hace particularmente adecuado para investigaciones que requieren una resolución muy alta de los datos EMG. En términos de conectividad, ambos sistemas ofrecen transmisión inalámbrica, aunque *Ultium* se integra más profundamente con otros sistemas de análisis biomecánico en el ecosistema de *Noraxon*. En cuanto a la duración de la batería, ambos son comparables, con aproximadamente 8 horas de uso continuo. Sin embargo, en lo que respecta al coste, *Trigno* tiende a ser ligeramente más económico, mientras que *Ultium*, con su mayor frecuencia de muestreo y capacidades de integración, puede justificar su precio más alto dependiendo de las necesidades específicas del proyecto.



Figura 13: Sensores de EMG *Trigno* de *Delsys* y *Ultium* de *Noraxon*

3.2.2. Registro de las señales de EMG

El proceso de registro de señales EMG comienza con la adecuada preparación de la superficie cutánea, lo que incluye la limpieza de la piel con alcohol isopropílico y, si es necesario, la eliminación del vello para reducir la impedancia de contacto. Tras la colocación de los electrodos sobre el área muscular de interés, estos capturan los potenciales de acción generados por la activación de las fibras musculares. Dado que las señales EMG son de baja amplitud, típicamente en el rango de microvoltios, estas se amplifican mediante un amplificador diferencial para aumentar la relación señal-ruido. El sistema de adquisición de datos convierte la señal analógica en digital mediante un proceso de digitalización con una frecuencia de muestreo adecuada (generalmente entre 1000 y 4000 Hz) para asegurar la precisión en la representación temporal de la actividad muscular. Las señales digitalizadas son luego filtradas para eliminar artefactos y ruidos no deseados, como los producidos por el movimiento o la interferencia eléctrica. Posteriormente, estas señales son almacenadas y procesadas mediante software especializado, que permite realizar un análisis detallado, incluyendo la evaluación de parámetros como la amplitud (indicativa de la fuerza de contracción), la frecuencia (relacionada con la fatiga muscular), y el patrón temporal de activación.

3.3. Tipos de Artefactos presentes en la señal de electromiografía

Uno de los aspectos cruciales al analizar señales de EMG es enfrentar los diversos tipos de ruido que pueden interferir con la calidad de los datos. Estos ruidos pueden surgir de múltiples fuentes, como interferencias eléctricas externas, movimientos indeseados durante la adquisición de la señal o fluctuaciones biológicas inherentes al sistema muscular (Konrad, 2005). En este apartado, se explorarán detalladamente los distintos tipos de ruido presentes en la señal de EMG, identificando sus orígenes y características específicas. Además, se discutirán estrategias para eliminar estos ruidos.

3.3.1. Interferencia de la red eléctrica

La interferencia de la red eléctrica, caracterizada por frecuencias de 50 o 60 Hz, constituye un desafío en la adquisición de señales de EMG. Esta interferencia es una presencia común en cualquier registro eléctrico obtenido mediante electrodos. También cabe destacar que la frecuencia de la red eléctrica se superpone con la banda de frecuencias relevantes del EMG, lo que puede generar una contaminación no deseada de la señal de interés.

Para mitigar esta interferencia, se recurre a técnicas de filtrado específicas. Entre estas, se incluye la implementación de un filtro pasa-altos, con la finalidad de suprimir las frecuencias inferiores a 20 Hz, y en ocasiones, una restricción aún mayor eliminando aquellas por debajo de los 50 Hz, frecuencia característica de la red eléctrica (Kumar, 2017). Además, resulta fundamental garantizar el completo aislamiento de los electrodos, evitando cualquier conexión con cables conductores que pudieran captar la mencionada interferencia.

3.3.2. Artefacto por movimiento de los electrodos

Los artefactos de movimiento en las señales de EMG son interferencias no deseadas que pueden surgir durante la adquisición de datos debido a movimientos indeseados del sujeto o problemas con la colocación de los electrodos. Estos artefactos pueden manifestarse como componentes espectrales de ruido estrecho y con frecuencias entre 1 y 10 Hz (a veces hasta 20 Hz), lo que puede distorsionar la señal EMG. Principalmente, estos artefactos se generan cuando los electrodos no están bien adheridos a la piel o cuando hay contacto inestable entre la piel y el electrodo. Otros factores incluyen la interferencia causada por la pegatina que rodea al electrodo, una preparación inadecuada de la piel y el impacto de los electrodos entre sí, especialmente en áreas cercanas a las articulaciones que requieren movimientos. Para reducir este tipo de ruido, es esencial reubicar los electrodos, preparar adecuadamente la piel (incluso eliminando la capa más superficial de la epidermis) e incluso ajustar el montaje de los electrodos y los cables.

En la Figura 14 se puede observar este tipo de artefactos en distintas señales de EMG.

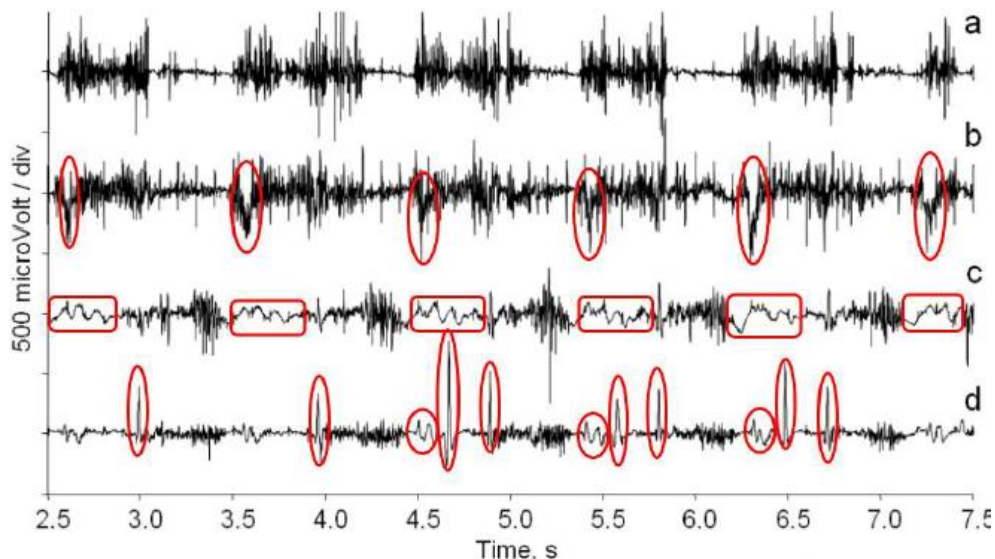


Figura 14: Artefactos de movimiento presentes en distintas señales de EMG.

3.3.3. Actividad electrocardiográfica

El ruido generado por la actividad eléctrica del corazón, conocido como artefactos de electrocardiograma (ECG), puede ser una fuente importante de interferencia en las señales de EMG, especialmente cuando se estudian músculos en el tronco. Para garantizar una mayor precisión en las mediciones, una estrategia específica para eliminar este artefacto sería utilizar un filtro de rechazo de línea de base durante la adquisición de las señales EMG (Konrad, 2005). Este filtro, diseñado para atenuar las frecuencias características del ECG, puede ayudar a reducir la interferencia de la actividad cardíaca en las mediciones de EMG, asegurando así una mayor calidad de los datos registrados.

3.3.4. *Cross-talk*

El ruido *cross-talk* representa uno de los principales desafíos en el registro de la actividad de EMG y constituye una limitación significativa para su uso clínico. Este fenómeno surge debido a la superposición de componentes de señal procedentes de la actividad de músculos adyacentes. Se pueden identificar diferentes tipos de *cross-talk*, incluyendo aquel asociado a la actividad eléctrica en las uniones tendinosas, la actividad normal de músculos cercanos y la transmisión del impulso eléctrico por la zona media del músculo, que puede superar en magnitud al frente de onda normal (Kumar, 2017). Esta contribución de señales cruzadas puede ser detectada por electrodos ubicados en un músculo inactivo, registrando una actividad similar a la que se produciría si el músculo estuviera realmente activo. Es importante destacar que este tipo de ruido no puede ser reducido ni mediante la reducción de la distancia entre los electrodos de medida ni filtrando la señal mediante un filtro paso alto por actividad en un músculo adyacente.

Este problema es especialmente relevante cuando los electrodos se sitúan muy cerca de un músculo cercano o parcialmente superpuesto a él, lo cual es común debido a la naturaleza del sistema musculoesquelético, que implica pares de grupos musculares agonistas-antagonistas encargados del estiramiento y contracción. Sin embargo, este ruido puede ser minimizado en cierta medida reduciendo la distancia inter-electrodo entre los centros de los electrodos.

En la Figura 15 se pueden observar las señales del Tibial anterior, soleo y gastrocnemio contaminadas por este tipo de ruido.

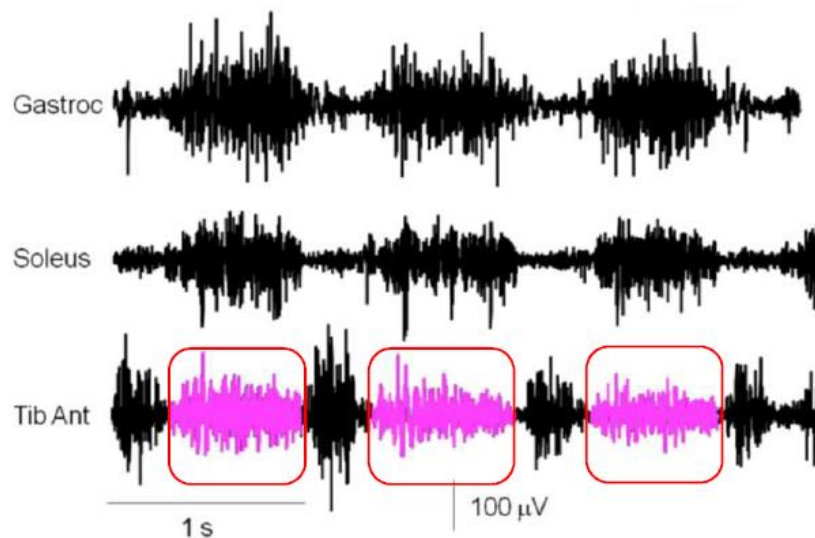


Figura 15: Ruido *Cross-Talk* presente en la señal de EMG del músculo Tibial Anterior.

4. PROCESO DE LA MARCHA

Durante este capítulo se abordará el estudio de la marcha humana, explorando tanto las fases como las subfases que componen este proceso. También se examinarán los músculos y estructuras que desempeñan un papel en cada etapa de la marcha. Por último, se analizarán las diferencias significativas en la marcha entre sujetos controles y aquellos que padecen PC o ITW.

4.1. Marcha en sujetos controles

4.1.1. Fases de la Marcha

La marcha humana es el proceso de desplazamiento en el que el cuerpo se mueve en posición erguida, apoyándose en ambas extremidades inferiores. Se divide en dos fases principales: apoyo y balanceo. La primera comprende desde el contacto inicial del talón hasta la preparación para el balanceo. Por su parte, la fase de balanceo abarca desde el despegue del pie hasta la preparación para el siguiente paso.

Estas fases se subdividen en etapas específicas tal y como se observa en la Figura 16, distribuyendo el ciclo de la marcha del siguiente modo (Gao et al., 2022):

- **Contacto Inicial (CI)** (0-2%) Marca el momento en que el talón hace el contacto inicial con el suelo, iniciando así el ciclo de la marcha. En este punto se absorbe parte del impacto inicial con el suelo.
- **Respuesta a la carga (RC)** (2-10%) Después del contacto inicial, el peso del cuerpo se transfiere gradualmente al pie en contacto. Aquí se produce la amortiguación del impacto y la estabilización del cuerpo para soportar el peso.
- **Apoyo Medio (AM)** (10-30%) El cuerpo se encuentra en su posición más estable sobre la extremidad de apoyo. La carga completa del peso del cuerpo se transfiere al pie mientras se avanza.
- **Apoyo Final (AF)** (30-50%) El talón se eleva y el pie se prepara para dejar el suelo, completando la fase de apoyo.
- **Prebalanceo (PB)** (50-60%) Es la transición entre la fase de apoyo y la de balanceo, donde la extremidad contralateral comienza su movimiento hacia adelante mientras el pie que estaba en apoyo se prepara para despegarse.
- **Balanceo Inicial (BI)** (60-73%) El pie que estaba en apoyo se despegue del suelo y comienza a avanzar hacia adelante.
- **Balanceo Medio (BM)** (73-87%) La extremidad inferior que avanza está en posición vertical y perpendicular al suelo. Es un momento de transición entre el despegue y el aterrizaje del pie contrario.
- **Balanceo Final (BF)** (87-100%) Esta fase marca el final del movimiento de balanceo, donde la extremidad inferior que avanza se prepara para hacer contacto con el suelo nuevamente, iniciando un nuevo ciclo de marcha.

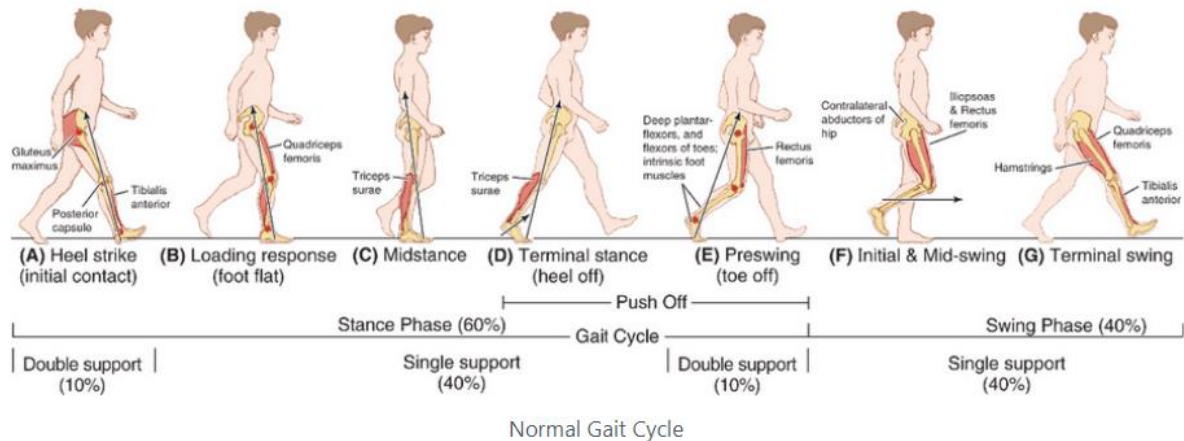


Figura 16: Músculos implicados en cada fase de la marcha humana (Rajtúková et al., 2014).

4.1.2. Músculos implicados en la marcha

A continuación, se describirá el papel de los músculos principales de las extremidades inferiores durante cada fase de la marcha. Estos músculos desempeñan funciones específicas durante cada fase, contribuyendo a la estabilidad, el equilibrio y el impulso necesario para el desplazamiento efectivo del cuerpo. En la Figura 16 se observa que los principales músculos implicados se encuentran el tibial anterior, el gastrocnemio, el sóleo, los cuádriceps, los isquiotibiales, el glúteo mayor y el recto femoral (Rajtúková et al., 2014). A continuación, se analizarán cada uno de ellos en detalle:

- **Tibial Anterior:** situado en la parte frontal de la pierna, es responsable de la dorsiflexión del tobillo. Este movimiento levanta el pie hacia arriba, permitiendo que se despegue del suelo al dar un paso durante la fase inicial de la marcha.
- **Gastrocnemio:** ubicado en la pantorrilla, el gastrocnemio es esencial para la flexión plantar del tobillo, lo que impulsa el movimiento de empuje durante la fase media de la marcha. Esta acción apunta los dedos del pie hacia abajo para avanzar con cada paso.
- **Sóleo:** también presente en la pantorrilla, desempeña un papel crucial en proporcionar el impulso necesario para avanzar. Durante la fase de despegue del pie del suelo, el sóleo se contrae y tira hacia abajo del talón, facilitando el avance hacia adelante del cuerpo.
- **Cuádriceps:** durante la fase de apoyo de la marcha, el cuádriceps se contrae para extender la rodilla de la pierna en contacto con el suelo, manteniendo la pierna recta y proporcionando estabilidad.
- **Isquiotibiales:** durante la fase de balanceo, los isquiotibiales se contraen para flexionar la cadera, elevando la pierna y preparándola para el siguiente paso. Esta acción es crucial para evitar obstáculos y mantener un movimiento fluido.
- **Glúteo Mayor:** es responsable de la extensión de la cadera. Durante la fase de impulso de la marcha, se contrae para proporcionar el impulso necesario para avanzar el cuerpo hacia adelante.
- **Recto Femoral (Cuádriceps):** cruza tanto la articulación de la cadera como la de la rodilla, se contrae para extender la rodilla de la pierna en contacto con el suelo

durante la fase de apoyo. Esto ayuda a mantener la pierna recta y proporcionar estabilidad durante el movimiento.

La Figura 17 presenta un patrón típico de actividad muscular durante el ciclo de marcha. Durante la fase inicial de apoyo, se observa una destacada actividad del tibial anterior, encargado de controlar el descenso del pie y mantener la estabilidad del arco plantar. A medida que progresa la marcha, este músculo se activa nuevamente preparando el pie para el próximo contacto con el suelo, regulando la flexión plantar. Además, el recto femoral muestra una activación significativa, junto con otros músculos del cuádriceps, para extender la rodilla y estabilizar la pierna en preparación para soportar el peso del cuerpo. Por otro lado, el gastrocnemio medial muestra una actividad mínima durante la fase de apoyo, incrementándose hacia el final de esta etapa y al inicio del balanceo, facilitando la flexión plantar del tobillo y el despegue del pie. Durante la fase de balanceo, entran en juego el bíceps femoral y el semitendinoso, ambos activados para estabilizar la rodilla y controlar la flexión de la cadera y la extensión de la rodilla. Estos músculos isquiotibiales proporcionan estabilidad y control de movimiento durante esta fase crucial de la marcha, completando así un patrón coordinado de activación muscular que contribuye al equilibrio y la eficacia del movimiento.

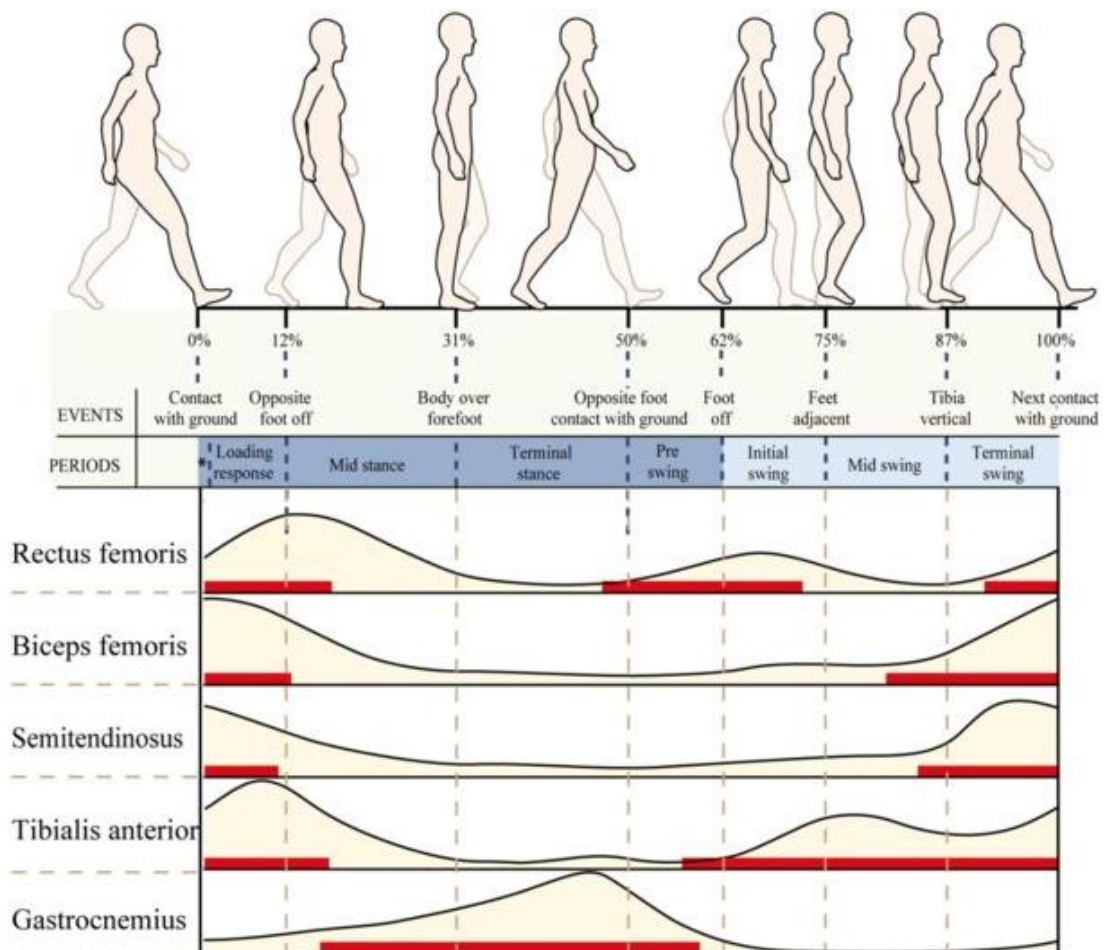


Figura 17: Curvas de Activación Características de diferentes músculos durante la marcha (Vicente et al., 2018).

4.2. Marcha en sujetos con parálisis cerebral

Tal y como se mencionó anteriormente uno de los aspectos más impactantes de la PC es su efecto en la marcha, que puede manifestarse de diversas formas y tener un impacto significativo en la movilidad y calidad de vida de los individuos afectados. Debido al incorrecto funcionamiento de los sistemas nervioso y locomotor de las personas con PC las fases anteriormente descritas pueden encontrarse ausentes o presentar variaciones dando lugar a diferentes patrones de marcha.

Una variedad de estudios han explorado la clasificación de los patrones de marcha en la parálisis cerebral, centrándose en el papel de la fuerza y la actividad muscular. Bonnefoy-Mazure utilizó el análisis de correspondencia múltiple para identificar patrones de marcha distintos (Bonnefoy-Mazure et al., 2014), mientras que O'Byrne propuso un sistema de clasificación basado en datos cinemáticos sagitales (O'Byrne et al., 1998). Por su parte, Papageorgiou realizó una revisión sistemática acerca de las distintas clasificaciones de la marcha en pacientes pediátricos con PC teniendo en cuenta tanto los patrones cinemáticos como electromiográficos (Papageorgiou et al., 2019). Esta última clasificación es la que se muestra en la Tabla 4.

PATRÓN	CARACTERÍSTICAS	
	CINEMÁTICAS	ELECTROMIOGRÁFICAS
Genu recurvatum	La rodilla se hiperextiende durante la fase de apoyo.	Los músculos extensores de la rodilla están debilitados, mientras que los flexores de la rodilla pueden estar hipertónicos o presentar espasticidad.
Pie Caído	El pie arrastra al caminar debido a la incapacidad para levantar el antepié de forma adecuada.	El tibial anterior se encuentra debilitado.
Equino Verdadero	Flexión plantar excesiva del tobillo y una incapacidad para lograr una dorsiflexión completa durante la marcha.	El gastrocnemio y el sóleo están en una posición acortada y contraída.
Marcha de salto	El individuo realiza movimientos de salto durante la fase de apoyo o de balanceo de la marcha.	los músculos extensores de la cadera y la rodilla, así como los músculos del tobillo y el pie se encuentran debilitados.
Equino Aparente	El tobillo parece estar en posición de flexión plantar excesiva durante la marcha, pero en realidad la articulación del tobillo no está afectada	EL tibial anterior y el extensor común de los dedos del pie se encuentran debilitados.
Marcha Agachada	El individuo camina con las rodillas y las caderas flexionadas	Los músculos extensores de la cadera y la rodilla presentan debilidad.

Tabla 3: Patrones de marcha en sujetos con PC y sus características. Tabla simplificada (Papageorgiou et al., 2019).

4.3. Marcha de puntillas

Por su parte, el ciclo de la marcha de un sujeto con IDT también se encuentra alterado. En lugar de comenzar con en contacto con el talón, el pie entra en contacto con el suelo a través de los metatarsos. De esta forma, la fase en la que el talón se apoya se reduce o desaparece completamente.

Los músculos afectados en esta condición son los siguientes (Oetgen & Peden, 2012):

- **Gastrocnemio y sóleo:** suelen estar acortados o espásticos limitando la dorsiflexión del pie y forzando al sujeto a caminar sobre las puntas.
- **Tibial Anterior:** puede encontrarse debilitado o inactivo completamente lo que contribuye a la incapacidad de levantar el pie hacia arriba durante la fase de balanceo.
- **Flexores digitales y extensores del pie:** también pueden verse afectados contribuyendo a la inestabilidad y alteraciones en la marcha.

5. MATERIALES Y MÉTODOS

Durante este capítulo se abordarán en detalle todas las actividades realizadas y los materiales requeridos para llevar a cabo este proyecto de fin de grado. Esto incluye desde la adquisición de la base de datos, el procesamiento de los datos, la segmentación de la marcha en sus fases principales hasta la extracción de características de estos datos.

5.1. Base de datos

Para el desarrollo de este proyecto se ha adquirido una base de datos de los patrones de activación muscular durante el proceso de la marcha. Esta adquisición de datos se ha llevado a cabo mediante el empleo de cuatro sensores *Trigno Avanti*. Los sujetos participantes en este estudio abarcan tantos niños voluntarios sin patologías como pacientes pediátricos diagnosticados con PC e ITW comprendidos entre las edades de cinco y dieciséis años. Las grabaciones se realizaron en la sala de rehabilitación del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid. La disposición de la sala se muestra en la Figura 18.



Figura 18: Disposición para capturas de la sala de rehabilitación del Hospital Universitario Río Hortega.

5.1.1. Selección de Sujetos para la base de datos

Se incluyó para participar en el proyecto de investigación a todos los pacientes de entre 5-16 años, que se valoran y tratan en la consulta de Rehabilitación Infantil, con alteraciones de la marcha, tanto PC como ITW, que cumplen los criterios de inclusión del estudio, y a los que se les va a realizar algún tipo de tratamiento (infiltración con toxina botulínica, bloqueos nerviosos, yesos seriados, uso de ortesis...). En el proyecto de investigación se han atendido a 26 pacientes, entre ellos: 13 son marcha de puntillas y 13 tienen diagnóstico de parálisis cerebral (10 con hemiparesia, 2 con diparesia, 1 con monoparesia). Los criterios de inclusión y exclusión que se tuvieron en cuenta fueron los siguientes:

Criterios de inclusión:

- Pacientes afectos de PC o ITW en edad pediátrica, con capacidad de marcha y de colaboración (suficiente capacidad cognitiva para realizar el estudio).

Criterios de exclusión:

- Pacientes que no se encuentren en el intervalo de edad deseado, o rechacen su inclusión en el estudio.

El protocolo de reclutamiento de los pacientes fue el siguiente:

- I. Se identifican en consulta de rehabilitación Infantil los pacientes susceptibles de tratamiento para modificación de la marcha.
- II. Se explica el proyecto a los tutores legales y se entrega la hoja de información y el consentimiento informado para autorizar la recogida de datos.
- III. Se realiza una valoración en consulta, incluyendo balance articular, balance muscular, control motor y espasticidad; y se realiza un análisis visual de la marcha.
- IV. Se cita al paciente para una primera prueba instrumentada de marcha con sensores electromiográficos en horario de tarde y adaptado al horario de los participantes. Se denomina esta primera medición como Valoración T0, previa a la intervención.
- V. Se realiza la intervención sobre el paciente (infiltración con toxina botulínica, bloqueo nervioso, yesos, neuromodulación...) según el protocolo seguido por Rehabilitación Infantil en conjunto con Pediatría, en Hospital de Día Pediátrico. Esta intervención se decide en función de la primera visita en consulta.
- VI. Se cita al paciente para la segunda valoración instrumentada de la marcha (entre 2-3 semanas tras la intervención), denominada Valoración T1.
- VII. Pasados más de 3 meses de la intervención se realiza de nuevo dicha valoración de la marcha (Valoración T2). Se considera que más allá de los 3 meses, en niños, los resultados de la intervención empiezan a decaer, lo cual permite comprobar el efecto a largo plazo.

Por otro lado, el protocolo de reclutamiento de los sujetos control fue el siguiente:

- I. Se elaboraron diversos carteles informativos y se creó un formulario para que todo aquel que deseara participar en el estudio pudiera inscribirse.
- II. Al igual que con para los pacientes, se explica el proyecto a los tutores legales y se entrega la hoja de información y el consentimiento informado para autorizar la recogida de datos.
- III. Se cita al sujeto para una prueba de la marcha con sensores de EMG y de cinemática en horario de tarde y adaptado al horario de los participantes denominada como Valoración C0.

5.1.2. Comité de ética

Se requirió de la aprobación de un comité ético para realizar las grabaciones de los pacientes y sujetos control. Las grabaciones se realizaron en el Hospital Universitario Rio Hortega de Valladolid de acuerdo al protocolo con referencia 22-PI125 que recibió el dictamen favorable del comité de ética de la investigación con medicamentos CEIM ÁREA DE SALUD VALLADOLID OESTE en marzo 2023.

Todos los padres y niños recibieron información oral y escrita sobre el estudio antes de participar. El consentimiento informado por escrito fue firmado por los padres o tutores legales de todos los niños que fueron grabados.

En el estudio, se han manipulado señales categorizadas, conforme al Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo, como "datos de especial protección". El tratamiento de los datos recogidos ha cumplido las normas específicas establecidas por la Ley de Investigación Biomédica y la Ley Orgánica 3/2018.

5.1.3. Protocolo de adquisición de la base de datos

Para la adquisición de la base de datos se hizo uso de un portátil en el que previamente se había instalado el software *Trigno Discover-1.6.5* y de cuatro sensores *Trigno Avanti (Delsys)* como los presentes en la Figura 19. Estos sensores incorporan de manera integrada tanto la medición de electromiografía como la de unidades de medición inercial (IMU).

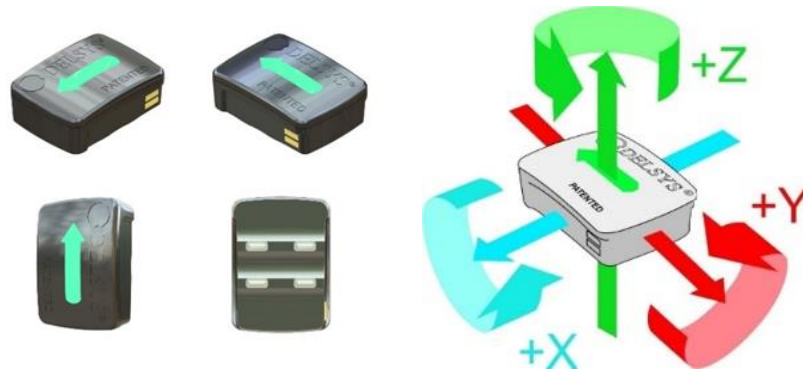


Figura 19: Sensores Trigno Avanti y Orientaciones del IMU (Meng et al., 2022).

Dichos sensores se posicionaron en los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial debido a su relevancia en el proceso de la marcha y a su fácil colocación. Esta disposición se muestra en la Figura 20.

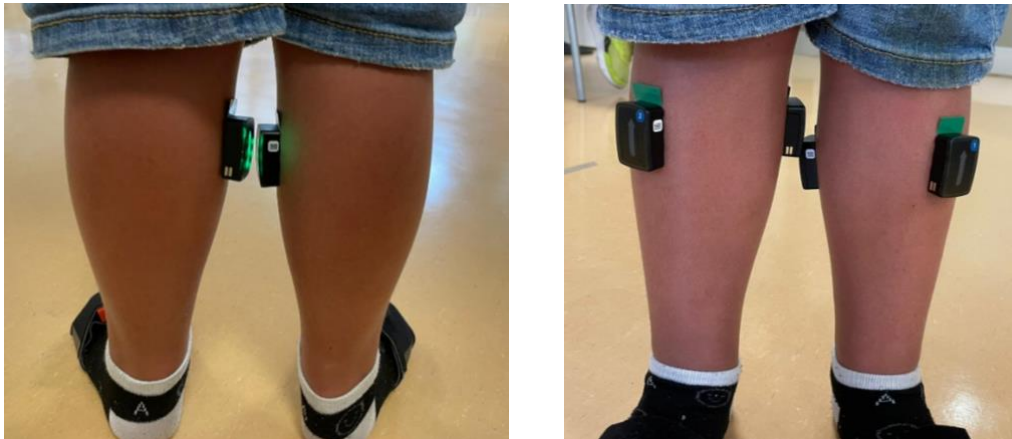


Figura 20: Colocación de los sensores de EMG en el gastrocnemio medial y en el tibial anterior para la adquisición.

Para la colocación de los sensores se siguió las recomendaciones propuestas por la SENIAM. Dichas recomendaciones se recogen en la Tabla 5.

	Tibial Anterior	Gastrocnemio Medial
Posición Inicial	Supino/Sentado	Acostado boca abajo, con la rodilla extendida y el pie sobresaliendo del borde de la camilla.
Localización	Los electrodos deben colocarse a 1/3 en la línea entre la punta de la fíbula y la punta del maléolo medial.	Los electrodos deben colocarse en el abultamiento más prominente del músculo.
Test Clínico	Sostenga la pierna justo encima de la articulación del tobillo con el tobillo en posición de flexión dorsal y el pie ligeramente hacia adentro, sin que el dedo gordo se extienda. Aplique presión en el lado interno y en la superficie superior del pie en dirección a la flexión plantar del tobillo y a la eversión del pie.	Flexione el pie hacia abajo, centrándose en elevar el talón más que empujar la parte delantera del pie hacia abajo. Para aplicar la máxima presión en esta posición, es importante ejercer presión tanto en la parte delantera del pie como en el talón.

Tabla 4: Recomendaciones de la SENIAM para la colocación de los sensores.

El protocolo de adquisición seguido con cada paciente ha sido el siguiente. Cabe destacar que al mismo tiempo que se adquieren las señales de EMG, se graban señales de cinemática y video por lo que el protocolo es el mismo para todos los procesos.

1. Se le pide al sujeto que acuda a la sesión con ropa cómoda que permita la correcta colocación de los sensores.

2. Con anterioridad a la llegada del sujeto se comprueba el estado de batería de los sensores y de los *Ipads*, para asegurarse de que estos tengan suficiente carga. Además, se acondiciona la sala para realizar la sesión, moviendo las camillas a un lateral, colocando los trípodes junto con los *Ipads* sobre sus marcas correspondientes y abriendo los programas correspondientes (*Xsens MVN 2023.2*, *Trigno Discover* y *Excel*) para su posterior uso.
3. En el caso de los sujetos control, se realiza una breve explicación del estudio y se facilita el consentimiento informado, para que el tutor legal pueda leerlo con atención y lo firme.
4. Una vez firmado el consentimiento, se le asigna un número de identificación, para respetar su privacidad, y se recoge información de este: edad, sexo, peso, lado dominante (izquierdo o derecho) y distintas mediciones del cuerpo necesarias para el software de *Xsens* (altura corporal, altura hombros, ancho hombros, distancia entre codos, distancia entre muñecas, largo brazos extendidos, altura cadera, ancho cadera, altura rodilla, altura tobillo). En el caso de los sujetos pediátricos con PC también se recoge el tipo de afectación que padecen.
5. Se procede con la preparación cutánea del sujeto mediante la limpieza de la zona de aplicación de los electrodos con alcohol etílico al 70%.
6. A continuación, se coloca los electrodos en el tibial anterior y el gastrocnemio medial de ambas piernas, seguido de un breve período de espera para permitir la estabilización de la señal. También se colocan los sensores de cinemática del tren inferior.
7. Se realiza una verificación para asegurar que el nivel de ruido en la línea de base no exceda los valores prefijados (10-15 mV). De ser necesario, se procede a la reubicación de los electrodos.
8. Se realiza la calibración de los sensores de cinemática. Para ello, el paciente se coloca en el medio de la sala, colocando los pies a los lados de un objeto rectangular, para que las piernas estén alineadas con los hombros. Cuando la posición es la correcta, se aprieta el botón de calibración y será el propio programa quien irá guiando todo el proceso, indicando las instrucciones de manera oral. El sujeto se mantendrá durante 4 segundos en posición neutra después deberá caminar por la sala 10s segundos y regresar a la posición inicial hasta que acabe el proceso de calibración.
9. Se realiza la prueba de la marcha. El paciente se coloca en la marca de salida, mirando hacia el fondo de sala. Se contará hasta 3, iniciado todas las grabaciones y pasados 5 segundos el paciente dará un salto, volviendo a esperar otros 5 segundos para comenzar a caminar hasta el final de la sala y volver a la posición inicial. Esta prueba se repetirá 2 veces, para adelantarnos a posibles errores que puedan ocurrir.
10. Finalmente, se procede a retirar los electrodos del sujeto y se lleva a cabo su limpieza utilizando alcohol etílico al 70%.

5.1.4. Descripción de los sujetos de la base de datos

El *dataset* adquirido y utilizado consta de un total de 43 sujetos, de los cuales 17 son de control, es decir, no tenían ningún tipo de deterioro en la marcha, y los restantes niños presentaban algún tipo de afectación. Los 26 sujetos restantes presentan algún tipo de afectación en la marcha: 13 de ellos muestran marcha de puntillas y los otros 13 tienen diagnóstico de parálisis cerebral. Entre los sujetos con parálisis cerebral, se identificaron 6 casos de hemiparesia derecha, 4 de hemiparesia izquierda, 2 de diparesia y 1 de monoparesia izquierda. En total, se han recogido un total de 75 señales durante el estudio. Sus características se muestran en las tablas 6 y 7:

	Fecha Nacimiento	Sexo	Patología	Lado Dominante	Nº de Adquisiciones
P01	16/06/2011	H	Hemiparesia Derecha	I	T2
P03	18/04/2016	H	Hemiparesia Izquierda	D	T0, T1, T2
P04	17/07/2016	H	Hemiparesia Derecha	I	T1, T2
P07	17/09/2017	H	Hemiparesia Izquierda	D	T0, T1, T2
P08	28/05/2014	H	Hemiparesia Izquierda	D	T1
P09	09/06/2016	H	Monoparesia Izquierda	D	T0, T1
P10	08/01/2014	H	Hemiparesia Derecha	I	T0, T1, T2
P11	03/10/2016	H	Hemiparesia Derecha	I	T0, T1, T2
P12	02/06/2012	H	Marcha de puntillas	D	T1, T2
P14	11/11/2011	H	Marcha de puntillas	D	T0, T1, T2
P15	28/07/2016	H	Diparesia	D	T1, T2
P17	10/04/2017	M	Hemiparesia Derecha	I	T0, T1, T2
P18	27/03/2015	H	Marcha de puntillas	D	T0, T1, T2
P20	05/04/2016	M	Marcha de puntillas	D	T1
P21	15/01/2015	M	Marcha de puntillas	I	T1, T2
P22	18/10/2018	M	Marcha de puntillas	D	T2
P23	17/10/2011	H	Marcha de puntillas	D	T1
P25	20/05/2015	M	Marcha de puntillas	I	T1
P26	13/07/2017	H	Marcha de puntillas	D	T1, T2
P27	23/08/2012	H	Marcha de puntillas	D	T0, T1
P28	15/11/2015	H	Marcha de puntillas	I	T1
P29	17/12/2016	H	Marcha de puntillas	D	T0, T1
P30	21/04/2013	H	Marcha interrotación	D	T0
P31	09/01/2011	H	Hemiparesia Derecha	I	T0
P32	07/01/2013	H	Hemiparesia Izquierda	D	T0
P33	10/04/2011	H	Diparesia	D	T0

Tabla 5: Características de los sujetos pediátricos con PC de la base de datos.

	Fecha de Nacimiento	Sexo	Lado Dominante
S01	28/05/2014	H	D
S02	20/05/2013	H	D
S03	20/05/2013	H	I
S04	27/01/2017	M	I
S05	22/03/2019	H	D
S06	21/02/2018	M	D
S07	11/02/2012	M	D
S08	06/04/2018	M	D
S09	18/02/2015	H	I
S10	07/06/2017	H	D
S11	21/09/2015	H	D
S12	22/08/2012	H	D
S13	13/04/2018	M	I
S14	24/04/2015	H	D
S15	29/09/2013	M	I
S16	29/10/2016	H	I
S17	5/10/2016	H	D

Tabla 6: Características de los sujetos control de la base de datos.

5.2. Preprocesado de la base de datos

Antes de poder emplear la información contenida en la base de datos es necesario eliminar los ruidos presentes en la señal. Dado que los electrodos están alejados del corazón, se asume que los artefactos electrocardiográficos no están presentes en la señal. Además, el artefacto de la red eléctrica tampoco está presente debido a que los electrodos son inalámbricos.

Para este propósito, se ha desarrollado una herramienta en Python que también permite la extracción de información relevante a partir de las señales de EMG adquiridas. El procesamiento de estas señales ha tenido una gran complejidad, debido a que no se contaba con ninguna licencia comercial que pudiera aliviar el cómputo de los algoritmos. Por este motivo, ha sido necesario implementar toda la secuencia de procesamiento algorítmica a partir de una revisión del estado del arte en el uso de estos sensores en análisis de la marcha.

A continuación, se detallan los pasos que se han seguido.

5.2.1. Eliminación de artefactos de movimiento

Como se comentó en el capítulo 3, los artefactos de movimiento constituyen el principal ruido presente en la señal de electromiografía. Este ruido se encuentra presente en frecuencias inferiores a 20 Hz y superiores a 400 Hz por lo que para su eliminación se hará uso de un filtro paso-banda.

Este filtro será un filtro Butterworth de orden 4 con frecuencias de corte de 20 y 400 Hz (Konrad, 2005). Matemáticamente, se función de transferencia se puede expresar de la siguiente forma:

$$H(s) = \frac{1}{1 + \left(\frac{s}{wc}\right)^{2n}} \quad [1]$$

Siendo s la frecuencia compleja, wc la frecuencia de corte y n el orden del filtro.

En la Figura 21 se muestra la señal de EMG original. Encima de esta señal, se observa la señal de EMG después de aplicar un filtro Butterworth de orden 4. La aplicación del filtro ha suavizado las fluctuaciones de la señal original, eliminando el ruido. Ahora, la señal filtrada presenta una forma más suave y uniforme, lo que facilita la identificación de patrones específicos de actividad muscular.

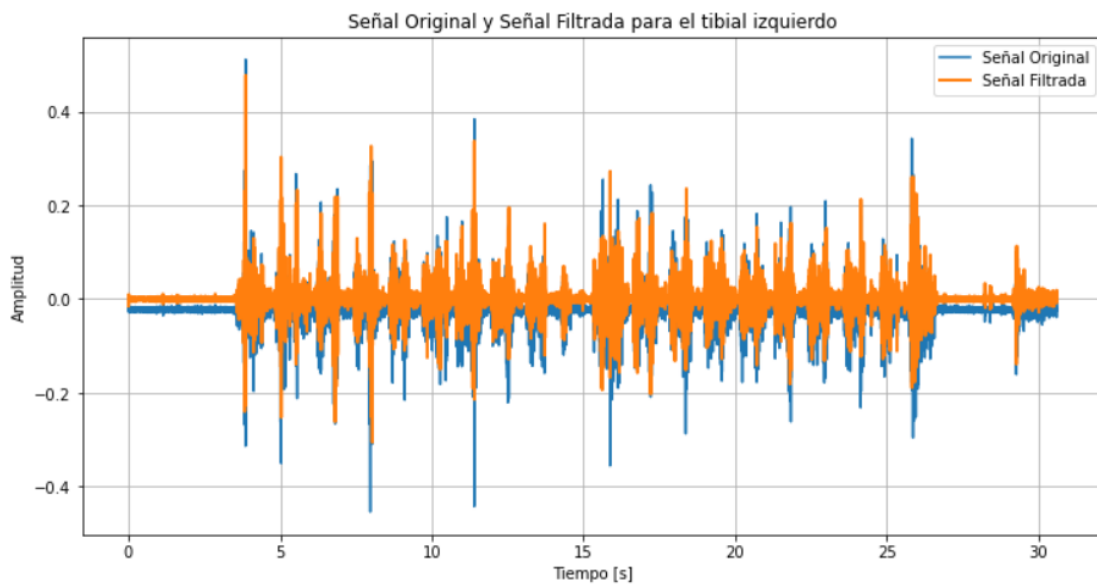


Figura 21: Comparación de la señal original vs filtrada con un filtro Butterworth de orden 4 con frecuencias de corte entre 20 y 400 Hz.

5.2.2. Rectificado de la señal de electromiografía

Una vez eliminados los artefactos, se procede a rectificar la señal. En este proceso, todas las amplitudes negativas se convierten en amplitudes positivas. Este paso es crucial ya que permite calcular parámetros importantes como la amplitud, la media, el valor máximo o el área de la señal. Si no se realiza la rectificación, el EMG en bruto tendría un valor de 0 en parámetros como la media de la señal.

Para realizar estos cálculos, se emplea el método del RMS, que refleja la potencia media de la señal (Kumar, 2017). El RMS es la recomendación preferida de muchos autores para llevar a cabo este proceso. A continuación, se muestra su expresión matemática:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad [2]$$

Siendo N el número total de muestras de la señal y x_i los valores de amplitud de la señal para cada muestra.

En la Figura 22 se presentan dos señales: La primera señal corresponde a la señal después de haber sido filtrada con un filtro paso-banda, mientras que la segunda corresponde a la señal rectificadora mediante el método RMS. En la representación rectificadora, se puede apreciar cómo la señal ahora consiste únicamente en valores positivos.

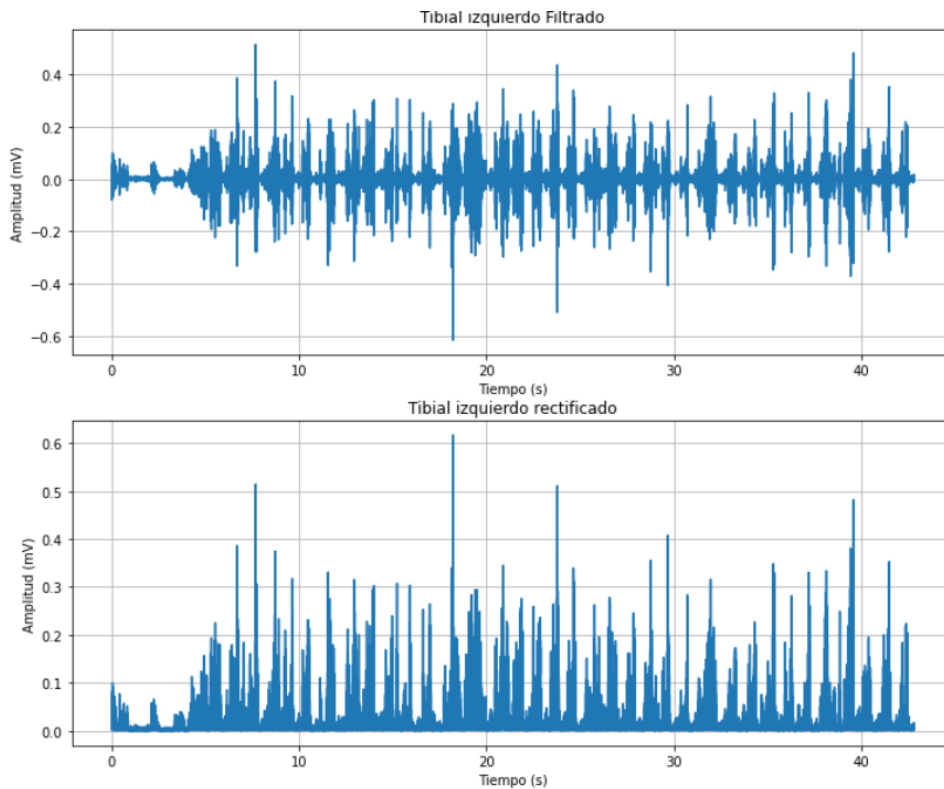


Figura 22: Señal filtrada y rectificadora a través del RMS para el Tibial Anterior Izquierdo.

5.2.3. Cálculo de la envolvente de la señal de electromiografía

Tras rectificar la señal, el último paso es calcular su envolvente. La envolvente permite obtener una representación suavizada de la amplitud máxima de la señal a lo largo del tiempo. Esto es útil para visualizar los cambios generales en la actividad muscular y para identificar tendencias de actividad muscular durante un período de tiempo específico. También puede ser útil para fines de análisis, como la detección de eventos

específicos en la señal o la comparación de la actividad muscular entre diferentes condiciones o sujetos.

Para ello, se ha empleado un filtro paso-bajo a la frecuencia de corte de 6 Hz (Butterworth, orden 2)(Konrad, 2005). La función de transferencia de este filtro es la siguiente:

$$F_S = \frac{1}{1 + \left(\frac{s}{wc}\right)^n} \quad [3]$$

Siendo s la frecuencia compleja, wc la frecuencia de corte y n el orden del filtro.

En la Figura 23 se observa la envolvente de la señal de EMG. Se observa como ahora, se aprecian mejor los picos y valles de la señal original, pero con una forma más suavizada y continua.

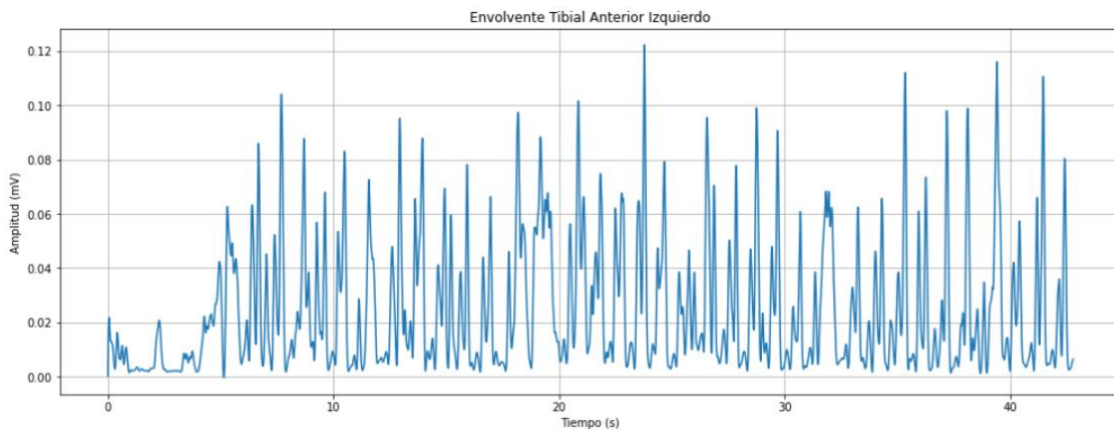


Figura 23: Envolvente calculada con un filtro Butterworth paso bajo de frecuencia de corte 6 Hz para el Tibial Anterior Izquierdo.

5.2.4. Eliminación del offset de la señal de velocidad angular

El último paso antes de realizar la segmentación de la señal de electromiografía consiste en preprocesar la señal de velocidad angular. Para ello, se elimina su offset restando la media de toda la señal.

El offset de una señal puede distorsionar la representación de los datos y dificultar su interpretación precisa. Este componente constante puede sesgar los valores medidos. Al eliminar el offset, se asegura que la señal esté correctamente calibrada y centrada en torno a cero.

En la Figura 24 se muestra la señal de velocidad angular relativa al eje x del tibial anterior antes y después de la eliminación del offset. Se observa cómo tras la eliminación, la señal se centra en el cero.

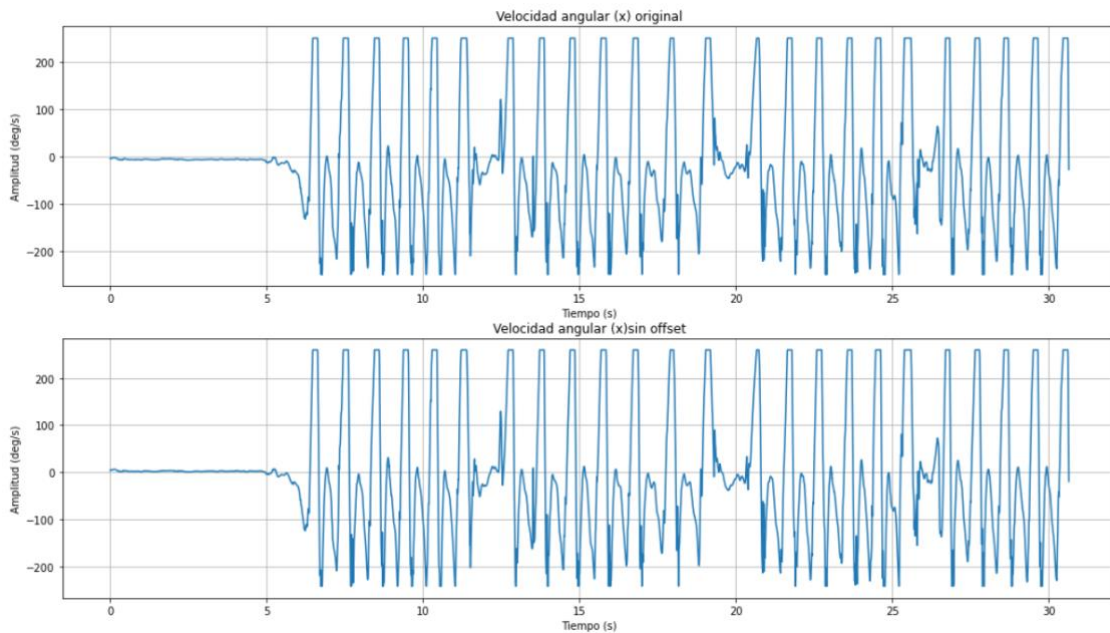


Figura 24: Velocidad angular en el eje x del tibial anterior antes y después de la eliminación del offset.

5.3. Segmentación de la marcha

Una vez realizado el procesado se procedió a la segmentación del ciclo de la marcha en sus principales: la fase de apoyo, donde el pie mantiene contacto con el suelo, y la fase de balanceo, durante la cual el pie se encuentra en el aire.

La segmentación de la marcha es un proceso fundamental en el estudio de la biomecánica humana. La importancia de esta segmentación radica en su capacidad para proporcionar una comprensión profunda de la mecánica y la cinemática de la marcha, así como para identificar posibles desviaciones o alteraciones en el patrón de movimiento. Además, la segmentación facilita la comparación entre diferentes sujetos y condiciones.

Para llevar a cabo este proceso, se propuso un método basado en la velocidad angular relativa al eje x. El procedimiento, esquematizado en la Figura 25, es el siguiente:

1. Se detectan los máximos correspondientes a la fase media de balanceo. Esta detección se realiza a partir de un umbral relativo que se debe definir con anterioridad.
2. Se detectan todos los mínimos de la señal de velocidad angular. Este proceso también se realiza a partir de un umbral relativo definido con anterioridad.
3. Se filtran los mínimos encontrados en el paso anterior. Para ello, se localizan los mínimos que se encuentran antes del máximo correspondiente a la fase media de balanceo. Estos puntos representan el contacto inicial con el suelo.

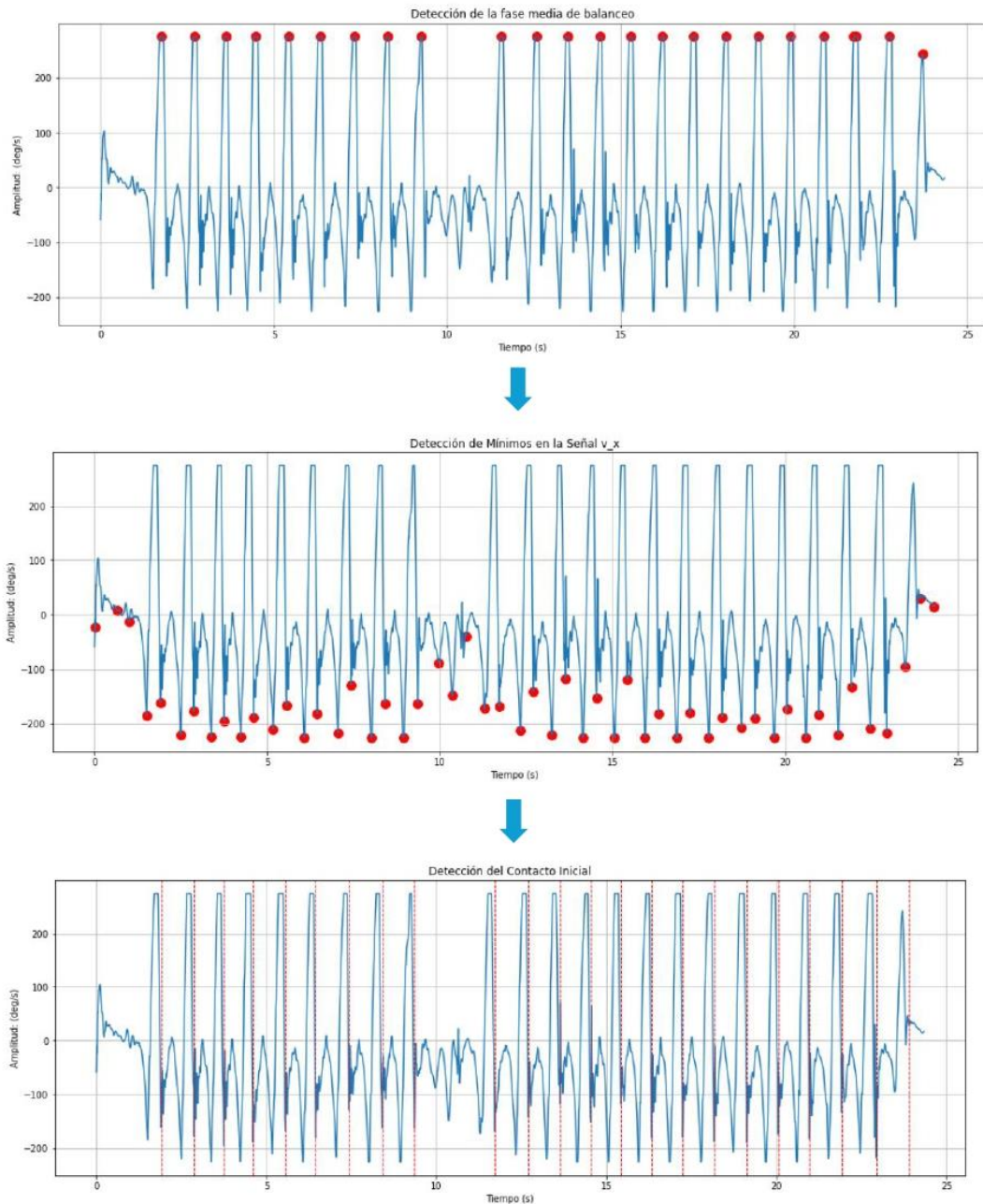


Figura 25: Representación gráfica del algoritmo de segmentación.

A continuación, se calculan las curvas de activación muscular para cada sujeto. La curva de activación permite analizar y comprender de manera detallada los patrones de activación muscular durante el ciclo de la marcha.

Debido a que, durante la adquisición de los datos, se producen cambios de dirección en la marcha, y a las diversas condiciones patológicas que pueden presentar los niños, no todos los pasos son uniformes. Por este motivo, se debe aplicar un proceso de filtrado y de normalización de los pasos.

El algoritmo que se implementó es el siguiente:

1. Se calcula la longitud mínima de todos los segmentos obtenidos en el paso anterior.
2. Se submuestran todos los segmentos a la longitud mínima calculada anteriormente.
3. Se evalúa la similitud entre los segmentos utilizando la distancia euclidiana. Si la distancia entre un segmento y los segmentos anteriores es menor que el umbral de similitud definido con anterioridad, se considera que el segmento es similar y se incluye. De esta manera, se consiguen eliminar los giros.
4. Se normalizan los segmentos dividiendo cada segmento por la máxima activación obtenida de los cuatro músculos estudiados.
5. Se calcula la media de los segmentos normalizados.

En la Figura 26 se presenta un ejemplo de las curvas de activación obtenidas para uno de los sujetos. Dichas curvas se analizarán en el siguiente capítulo.

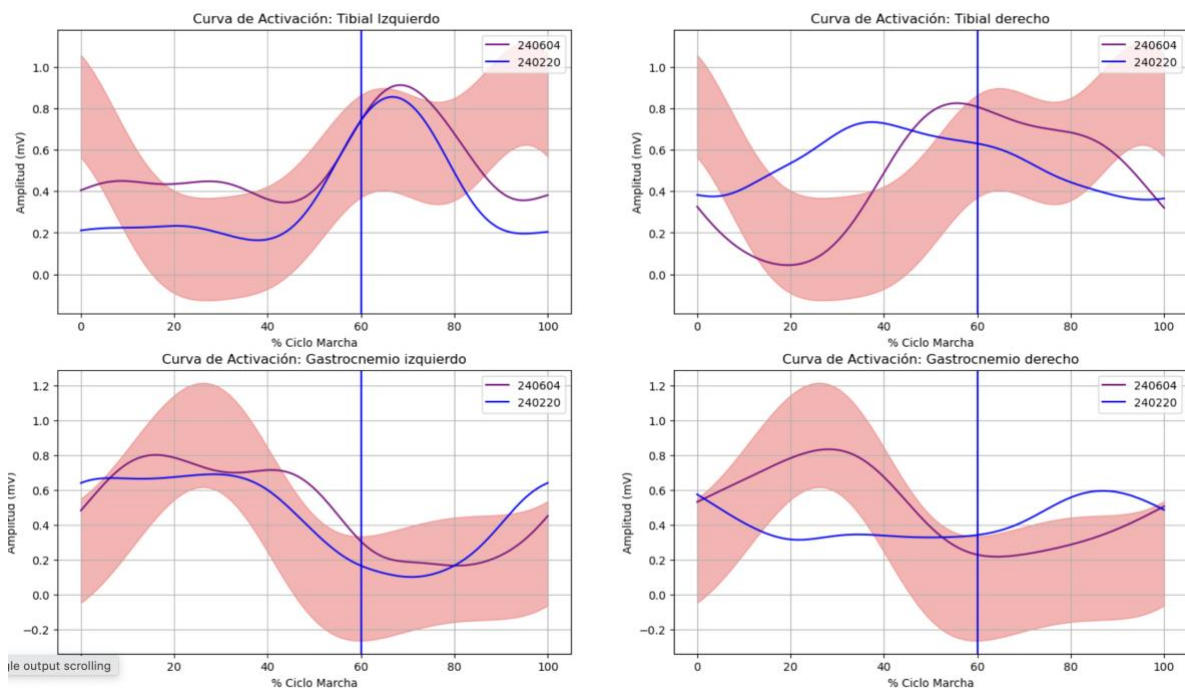


Figura 26: Curvas de Activación normalizadas del Tibial Anterior y Gastrocnemio Medio.

5.4. Extracción de características

Una vez que se ha segmentado la señal de EMG, se procederá a calcular una serie de métricas temporales y frecuenciales. Las métricas temporales incluyen parámetros como la duración de cada fase de la marcha y el tiempo de activación muscular, que proporcionan información sobre la sincronización y la duración de los diferentes eventos musculares durante el ciclo de la marcha. Por otro lado, las métricas frecuenciales abarcan aspectos como la frecuencia dominante, la potencia en diferentes bandas de frecuencia y la coherencia entre diferentes señales musculares, lo que permite evaluar la actividad muscular en términos de su contenido espectral y su relación con otras señales. Estas métricas son fundamentales para comprender la dinámica temporal y la distribución de la actividad muscular durante la marcha.

El primer paso en el análisis consiste en determinar qué métricas deben calcularse con la señal normalizada y cuáles no. En general, cuando no se han realizado cambios en la configuración del equipo de EMG (colocación de electrodos, amplificación, filtrado, etc.), y bajo condiciones constantes de temperatura y humedad, la señal de EMG en bruto puede utilizarse para realizar comparaciones. Por ejemplo, el análisis del contenido de frecuencia de la señal de EMG se realiza examinando el espectro de potencia, y no requiere normalización de la amplitud de la señal. De manera similar, la descomposición de la señal de EMG en wavelets para analizar patrones de disparo de unidades motoras o la interferencia entre músculos tampoco requiere normalización. Por último, la identificación del tiempo de inicio de la activación muscular se basa en la señal de EMG en bruto.

Sin embargo, cuando se realizan comparaciones de amplitud entre intervenciones o movimientos dentro de un mismo individuo en diferentes sesiones, la normalización de la amplitud de la señal de EMG es necesaria. También es importante tener en cuenta que, para ciertos análisis como el índice de coactivación, es necesario normalizar la señal de EMG (Halaki & Gi, 2012).

5.4.1. Transformada Wavelet Continua

La Transformada de Wavelet Continua (CWT) es una técnica de análisis de señales que permite descomponer una señal en diferentes escalas y frecuencias. A diferencia de otras transformadas, como la Transformada de Fourier, la CWT utiliza una función de base variable en escala y traslación, lo que le otorga la capacidad de analizar señales no estacionarias y capturar detalles tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia. Esto significa que la CWT puede detectar cambios rápidos y transitorios en la señal, lo que es fundamental para el estudio de señales biológicas como la electromiografía. Al aplicar la CWT a la señal EMG, es posible identificar eventos temporales específicos, como la activación y desactivación de unidades motoras individuales, así como caracterizar la frecuencia y la amplitud de la actividad muscular en diferentes escalas temporales.

Se ha calculado la CWT para cada señal de EMG individual según la siguiente fórmula (Torrence & Compo, 1998):

$$CWT(s, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi_{s,\tau}^*(t)dt \quad [4]$$

donde $x(t)$ representa la señal de EMG en función del tiempo $\psi(t)$ es la wavelet madre, s es la escala, τ representa el parámetro de desplazamiento, y el (*) indica el conjugado complejo. La wavelet madre utilizada fue la wavelet de Morlet definida como (Torrence & Compo, 1998):

$$\psi_0(\eta) = \pi^{-0.25}e^{i\omega\eta}e^{-\eta^2/2} \quad [5]$$

Donde η representa un parámetro de tiempo adimensional y w es la frecuencia adimensional. La Morlet fue seleccionada para su uso, con una escala lineal de 1 a 126, basándose en análisis previos de CWT utilizando sEMG (Karlsson et al., 2003).

El escalograma (Figura 27), que representa el cuadrado de la magnitud de la CWT, se calculó para cada muestra de cada señal de EMG. Los 10 escalogramas para cada músculo de cada lado se promediaron para derivar un patrón tiempo-frecuencia representativo. En el eje horizontal se representa el tiempo, mientras que en el eje vertical se representa la frecuencia. Las áreas más brillantes o con mayor intensidad de color en el escalograma indican una mayor energía de la señal en una frecuencia específica en un momento determinado, lo que significa una mayor actividad muscular en esa frecuencia y momento.

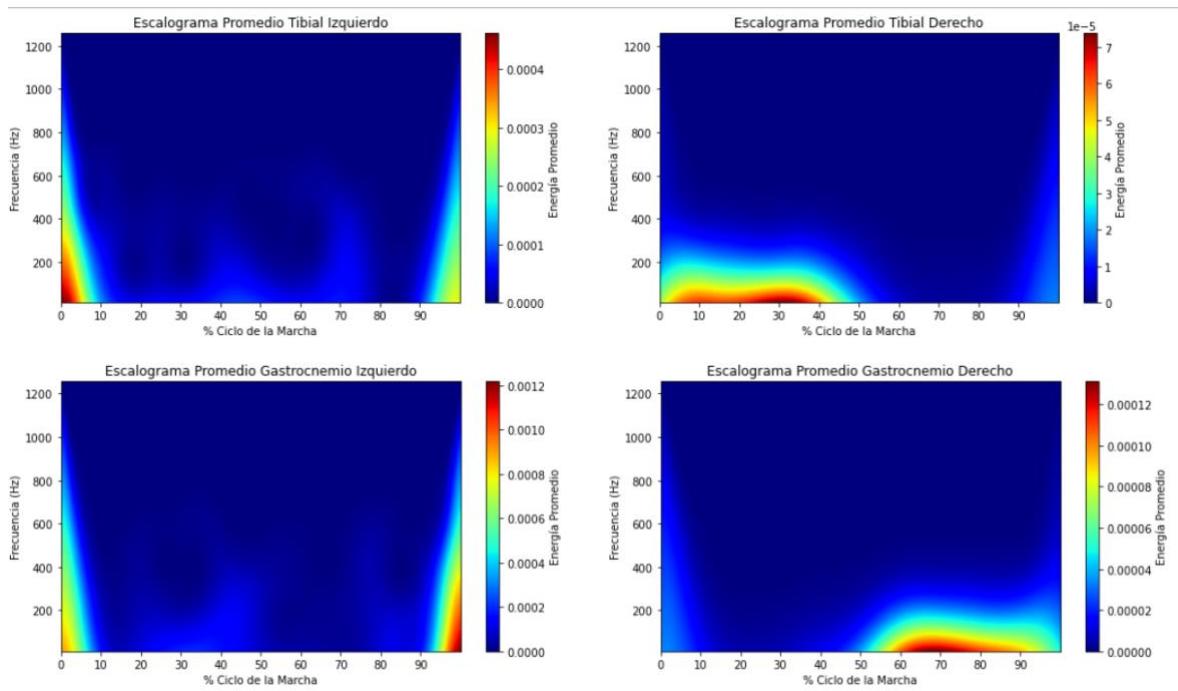


Figura 27: Escalogramas obtenidos para el Tibial Anterior y Gastrocnemio Medio.

5.4.2. Índice de Coactivación

La Actividad Muscular Co-Concurrente (MCa) es un fenómeno en el cual los músculos agonistas y antagonistas que actúan sobre la misma articulación se activan simultáneamente, lo que puede resultar en un aumento de la rigidez articular. Se ha sugerido que la MCa representa una estrategia normal de control motor que los individuos emplean según las demandas específicas de la tarea. Por otro lado, la Actividad Muscular Coopositiva (MCo) se refiere a la contracción simultánea de los músculos alrededor de una articulación que, en lugar de producir un movimiento neto, actúan en oposición unos a otros, resultando en movimientos ineficientes (Gharehbolagh, s. f.).

Para medir tanto la MCa como la MCo, se han propuesto diversas metodologías. Phothiroom et al., (2023) midieron la MCo mediante los momentos de fuerza generados por los músculos agonistas y antagonistas representados por el área encerrado bajo la curva. Estas mediciones se obtienen a partir de la siguiente ecuación:

$$\%MCo = 2 \times \frac{\text{Área común músculo 1 \& músculo 2}}{\text{Área músculo 1} + \text{Área músculo 2}} \times 100 \quad [6]$$

Cuando la MCo se encuentra aumentada, indica que los músculos antagonistas que actúan en una articulación están más activos de lo normal durante un movimiento específico. Esto puede ser indicativo de una falta de coordinación entre los músculos agonistas y antagonistas, lo que podría resultar en movimientos ineficientes o descoordinados. Por otro lado, si la MCo está disminuida, podría indicar una disfunción en la activación muscular normal durante el movimiento. Esto podría deberse a una inhibición o debilidad en los músculos antagonistas, lo que podría afectar negativamente la estabilidad articular y la capacidad de realizar movimientos controlados y coordinados. Una disminución significativa en la MCo también puede ser indicativa de una compensación excesiva por parte de los músculos agonistas (Phothirook et al., 2023).

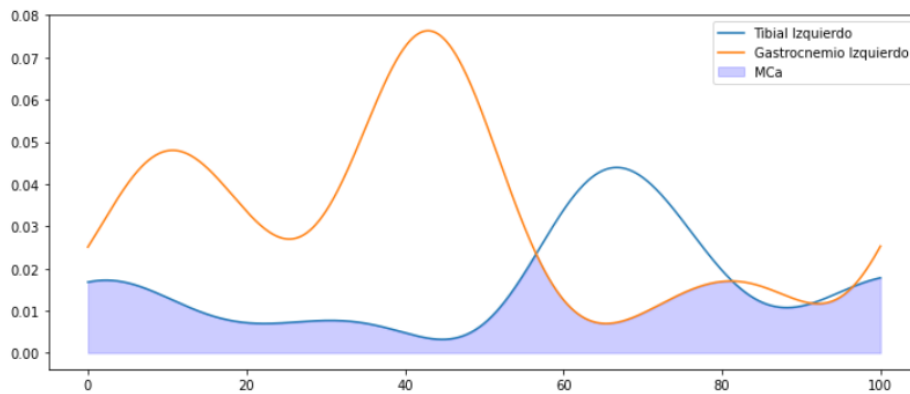


Figura 28: Representación gráfica del índice de coactivación para el lado izquierdo.

5.4.3. Análisis Frecuencial

Por último, se realizó un análisis de frecuencial a las señales de EMG. Las señales se transformaron en el dominio de la frecuencia utilizando una transformada rápida de Fourier discreta (DFT) de n puntos. El valor de n utilizado para calcular la DFT se determinó mediante la siguiente potencia de dos a partir del número de puntos en la señal de EMG. La densidad espectral de potencia (PSD) para cada músculo se estimó utilizando el método del periodograma de Welch con un solapamiento del 50% entre segmentos y una resolución de frecuencia de 1 Hz; los segmentos se enmarcaron con una ventana rectangular. Luego, cada PSD se normalizó al valor máximo de potencia en cada espectro (Go et al., 2014).

El desplazamiento espectral se cuantificó mediante dos parámetros: la frecuencia mediana de potencia (MdPF) y el porcentaje de la potencia total contenida en el rango de frecuencias bajas (%AUCTotal). La MdPF describe la proporción relativa de frecuencias bajas y altas en el espectro. Por lo tanto, un desplazamiento hacia la izquierda de la MdPF hacia una frecuencia más baja indica una mayor proporción de fibras musculares que se activan a baja frecuencia (se activan con menor intensidad). Matemáticamente, la MdPF es el punto que divide el espectro en regiones que contienen potencia equivalente, y se calculó para cada prueba utilizando la siguiente ecuación (Stulen & De Luca, 1981):

$$\sum_0^{MdPF} PSD(f) = \sum_0^{\infty} PSD(f) = \frac{1}{2} \sum_0^{\infty} PSD(f) \quad [7]$$

La potencia total contenida dentro de cada espectro se encontró calculando el área bajo la curva PSD (AUC_{Total}) de 0 a 500 Hz. Aunque se ha informado que la energía utilizable dentro de una señal de EMG recopilada con electrodos de aguja se encuentra en el rango de 20-1000 Hz (Basmajian y De Luca, 1985), la inspección visual de los espectros de potencia construidos a partir de datos de EMG tanto de superficie como de aguja mostró una potencia mínima por encima de 500 Hz. El $\%AUC_{Total}$ se calculó según la Ecuación 8:

$$\%AUC_{Total} = \frac{AUC_{Low}}{AUC_{Total}} = \frac{\sum_{10}^t PSD(f)}{\sum_0^{500} PSD(f)} \quad [8]$$

Donde AUC_{Low} es la potencia contenida en el rango de 10 Hz al umbral superior, t.

6.RESULTADOS

En esta sección se presentan los resultados obtenidos durante el estudio. Dada la variabilidad de los datos recopilados, ha sido imposible calcular medias significativas dentro del grupo patológico. Por tanto, se ha optado por mostrar un caso representativo de cada uno de ellos. Todos los resultados fueron contrastados con un experto médico en rehabilitación y mediante los videos grabados durante la recolección de la base de datos.

6.1. Análisis de resultados de electromiografía en sujeto control.

Como se explicó en el Capítulo 4, la marcha humana comienza a normalizarse a partir de los 8 años, alcanzando patrones de movimiento más estables que los observados en niños más pequeños. Debido a esta diferencia en el desarrollo de la marcha, los sujetos control en este estudio fueron divididos en dos subgrupos: menores de 8 años y mayores de 8 años. A continuación, se presentan los resultados obtenidos para cada uno de ellos.

6.1.1. Sujeto control mayor de 8 años

En el grupo control de mayores de 8 años se han analizado nueve sujetos. Se han calculado la media y la desviación típica de todos ellos para llevar a cabo los análisis que se muestran a continuación.

En primer lugar, se presentan las curvas de activación muscular en la Figura 29. La línea vertical representa el cambio entre la fase de apoyo y la fase de balanceo. Se observa que el tibial anterior se activa durante la fase de apoyo inicial, proporcionando estabilidad al contacto del talón con el suelo. Posteriormente, se desactiva durante las fases de apoyo medio y final, reflejando la transición de la carga hacia el antepié. A continuación, el tibial anterior se reactiva en la fase de balanceo inicial y permanece activo durante las fases de balanceo medio y final, facilitando el levantamiento del pie y la preparación para el siguiente contacto con el suelo.

Por otro lado, el gastrocnemio medial alcanza su máxima activación durante las fases de apoyo medio y final, contribuyendo a la propulsión y al empuje del cuerpo hacia adelante. Por último, se desactiva durante toda la fase de balanceo, ya que su acción no es necesaria para mantener el pie en el aire.

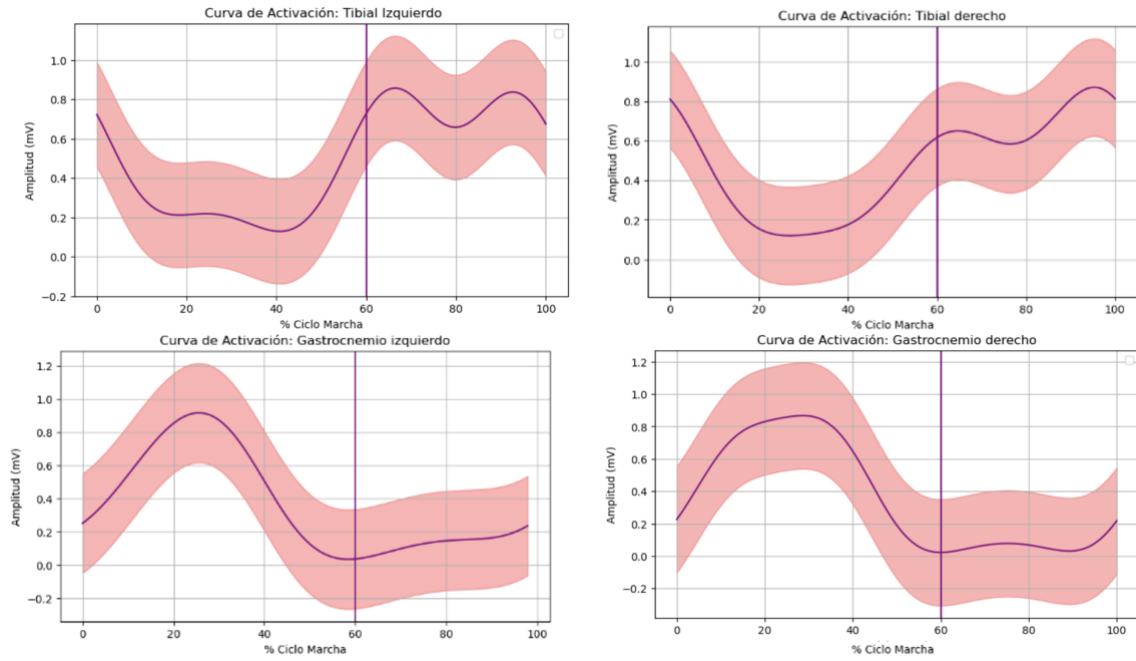


Figura 29: Curva de Activación para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para mayores de ocho años.

Si se transforman estas señales al dominio frecuencial, se obtienen las PSDs de la Figura 30. Se observa que las señales capturadas presentan una mayor densidad de potencia en frecuencias bajas y una menor variabilidad en frecuencias altas.

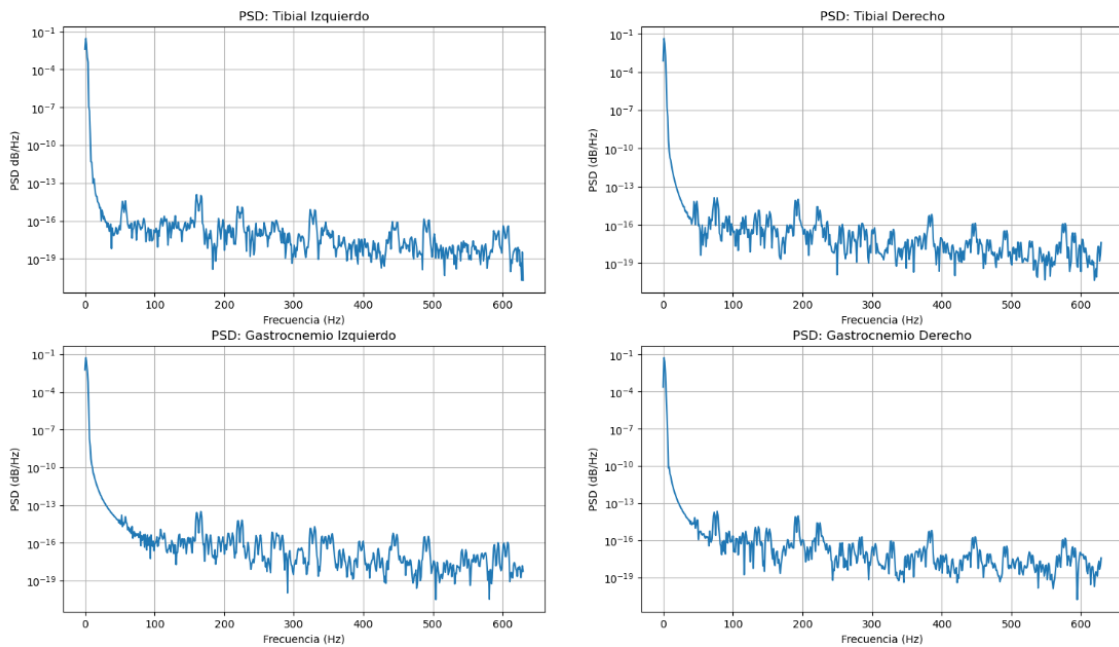


Figura 30: Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para mayores de ocho años.

La alta densidad de potencia en frecuencias bajas del tibial anterior indica una intensa activación muscular durante las fases de apoyo y balanceo. A medida que la frecuencia aumenta, la densidad de potencia disminuye rápidamente, estabilizándose en niveles bajos más allá de los 50 Hz, típico de la actividad muscular normal. Por otro lado, la PSD del gastrocnemio también presenta una alta densidad de potencia en las frecuencias bajas, aunque de manera menos marcada que en el tibial anterior, reflejando su activación principalmente durante las fases de apoyo medio y final.

La menor pronunciación en la densidad de potencia en frecuencias bajas para el gastrocnemio, en comparación con el tibial, puede deberse a las diferencias en las funciones biomecánicas y fisiológicas de estos músculos durante la marcha. Mientras que el tibial anterior es necesario para el control del pie durante la fase de balanceo y el contacto inicial, donde se requiere una activación rápida y sostenida para elevar y controlar el pie, el gastrocnemio medial tiene un rol predominante durante las fases de apoyo medio y final. En estas fases, el gastrocnemio se activa principalmente para generar fuerza para impulsar el cuerpo hacia adelante. La variabilidad en la densidad de potencia también puede estar influenciada por la composición de fibras musculares y la arquitectura del músculo.

Para una mejor comprensión de la distribución frecuencial de la señal se han calculado los índices MdPF y AUCt para ambos músculos. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 8.

	MdPF (Hz)	AUCt (%)
Tibial Izquierdo	58.3	36.4
Tibial Derecho	59.4	38.2
Gastrocnemio Izquierdo	60.1	40.1
Gastrocnemio Derecho	57.4	35.9

Tabla 7: Índices frecuencial MdPF y AUCt obtenidos para el grupo control de más de ocho años.

Los valores de MdPF para el tibial anterior y el gastrocnemio medial están dentro de un rango estrecho de 57.4 Hz a 60.1 Hz. Como se indicó anteriormente, la frecuencia mediana de potencia es un indicador de la proporción relativa de frecuencias bajas y altas en el espectro de la señal de EMG. La proximidad de los valores de MdPF entre los lados izquierdo y derecho indica que no hay una disparidad significativa en la activación muscular de estos grupos musculares. Esto es un buen indicador de la simetría y la salud muscular.

Los valores de %AUCTotal varían entre 35.9% y 40.1%. Un valor más alto de %AUCTotal indica una mayor proporción de energía en las frecuencias bajas, lo que es normal en la actividad muscular de baja intensidad. Al igual que con la MdPF, los valores de %AUCTotal son similares entre los lados izquierdo y derecho.

Continuando con los análisis frecuenciales en la Figura 31 se presentan los escalogramas obtenidos a partir de la transformada wavelet.

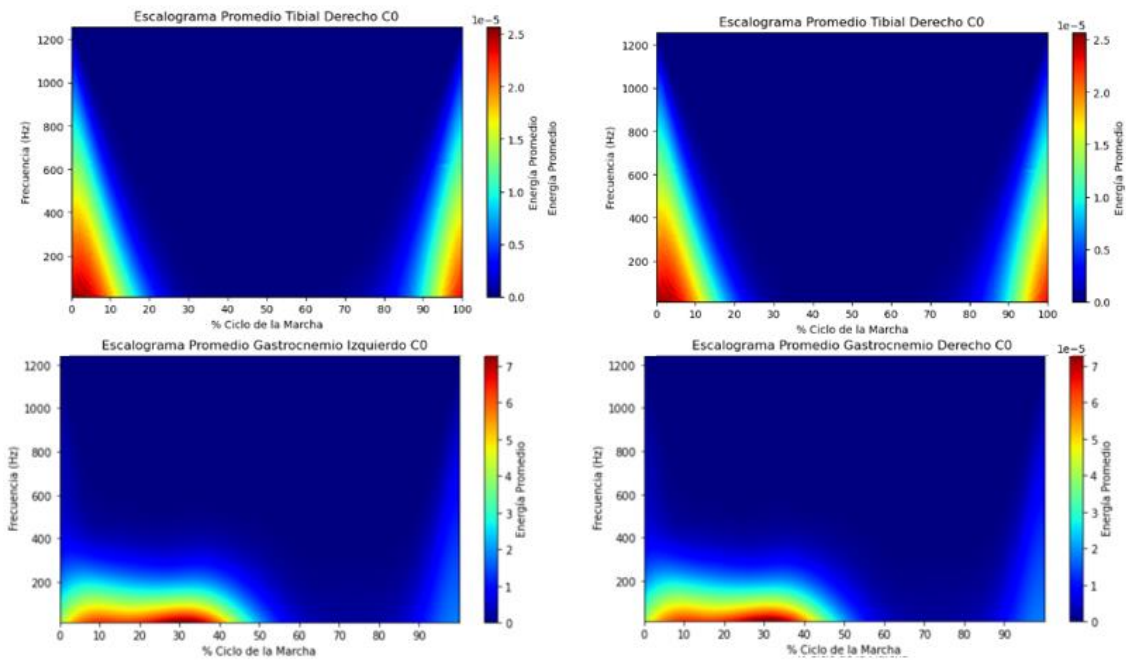


Figura 31: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para el grupo control de más de ocho años.

Los escalogramas del músculo tibial anterior presentan una alta densidad de energía en frecuencias bajas (0-200 Hz) durante las fases de contacto inicial y balanceo final de la marcha lo que es indicativo de una intensa actividad muscular en estas fases específicas. Durante el resto del ciclo de la marcha, se observa una reducción en la densidad de energía. La ausencia de actividad en frecuencias altas es indicativa de una marcha eficiente, sin movimientos descontrolados. Los músculos gastrocnemios presentan un patrón frecuencial similar al de los tibiales, con alta actividad en frecuencias bajas durante las fases de apoyo medio y final.

Por último, se han calculado los índices de coactivación para el lado derecho e izquierdo. Se han obtenido los siguientes valores:

- **Lado derecho:** 25.4%
- **Lado izquierdo:** 32.6%

Se observa que hay una diferencia en el nivel de coactivación entre el lado derecho e izquierdo. Esto quiere decir que el músculo tibial anterior y el gastrocnemio medial en el lado izquierdo están activándose conjuntamente con más frecuencia que en el lado derecho. En muchos individuos, existe una dominancia lateral que puede influir en la activación muscular. Si el sujeto es diestro, podría tener una mayor estabilidad y control en el lado dominante (derecho), lo que reduciría la necesidad de coactivación. En cambio, el lado no dominante (izquierdo) podría compensar con una mayor coactivación para mantener la estabilidad. Como se puede observar en la base de datos de sujetos control, hay muchos más sujetos diestros que zurdos por lo que podría ser una de las razones de esta asimetría.

6.1.2. Sujeto control menor de 8 años

En el grupo control de menores de 8 años se han analizado ocho sujetos. Al igual que para el grupo anterior, también se han calculado la media y la desviación típica de todos los sujetos.

En primer lugar, se analizarán las curvas de activación mostradas en la Figura 32. Se observa un patrón similar al del grupo de mayores de ocho años. El tibial anterior se activa durante la fase de apoyo inicial y se desactiva durante las fases de apoyo medio y final. A continuación, se reactiva en la fase de balanceo inicial y permanece activo durante las fases de balanceo medio y final. Por su parte, el gastrocnemio medial alcanza su máxima activación durante las fases de apoyo medio y final mientras que se desactiva durante toda la fase de balanceo.

Si comparamos las curvas con las obtenidas para el grupo control de mayores de ocho años, se puede apreciar como estos últimos presentan picos de activación más definidos, una amplitud menos dispersa y menor variabilidad durante las fases iniciales y finales del ciclo.

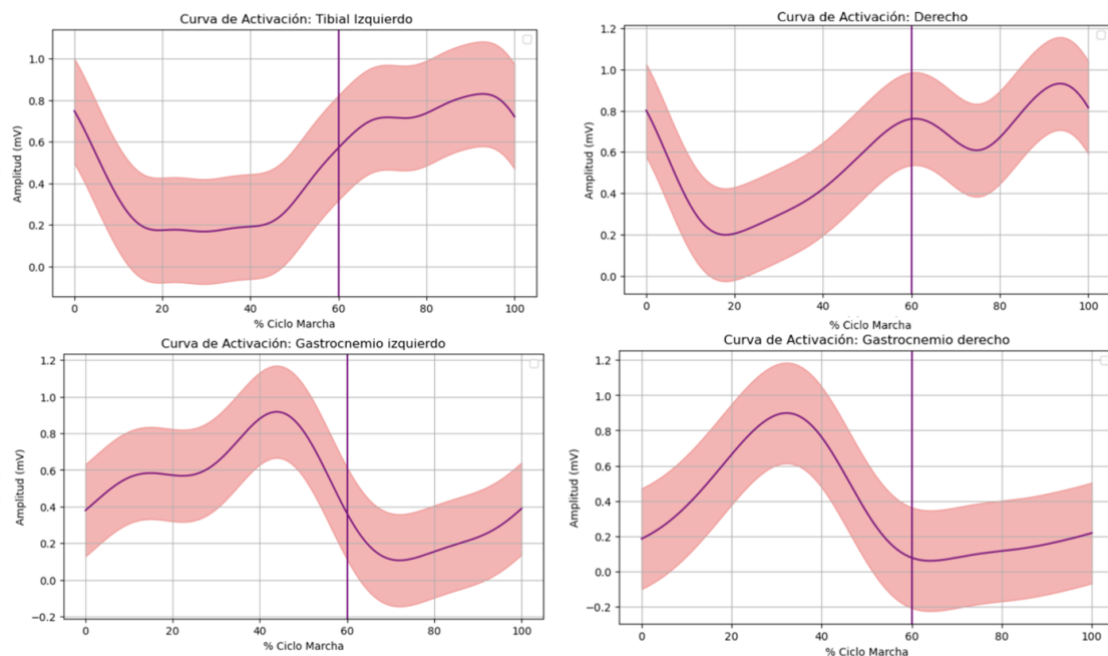


Figura 32: Curva de Activación para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para menores de ocho años.

Al comparar las señales PSD de los niños menores de 8 años con las de los mayores de 8 años representadas en la Figura 33, se observan varias diferencias. En ambos grupos, las señales muestran una mayor densidad de potencia en las frecuencias bajas. Sin embargo, los niños menores de 8 años presentan una mayor variabilidad en las frecuencias altas.

En el tibial anterior de los menores de 8 años, la alta densidad de potencia en las frecuencias bajas refleja una activación intensa durante las fases de apoyo y balanceo, similar a los mayores de 8 años. Sin embargo, la disminución de la densidad de potencia es menos abrupta en los menores, estabilizándose más allá de los 50 Hz, lo que podría significar un proceso de estabilización en curso.

Para el gastrocnemio medial, ambos grupos muestran una alta densidad de potencia en las frecuencias bajas, aunque menos pronunciada que en el tibial anterior. En los menores de 8 años, la disminución de potencia con el aumento de frecuencia es más gradual y se observan fluctuaciones en el rango medio de frecuencias (100-300 Hz), indicando una activación muscular sostenida.

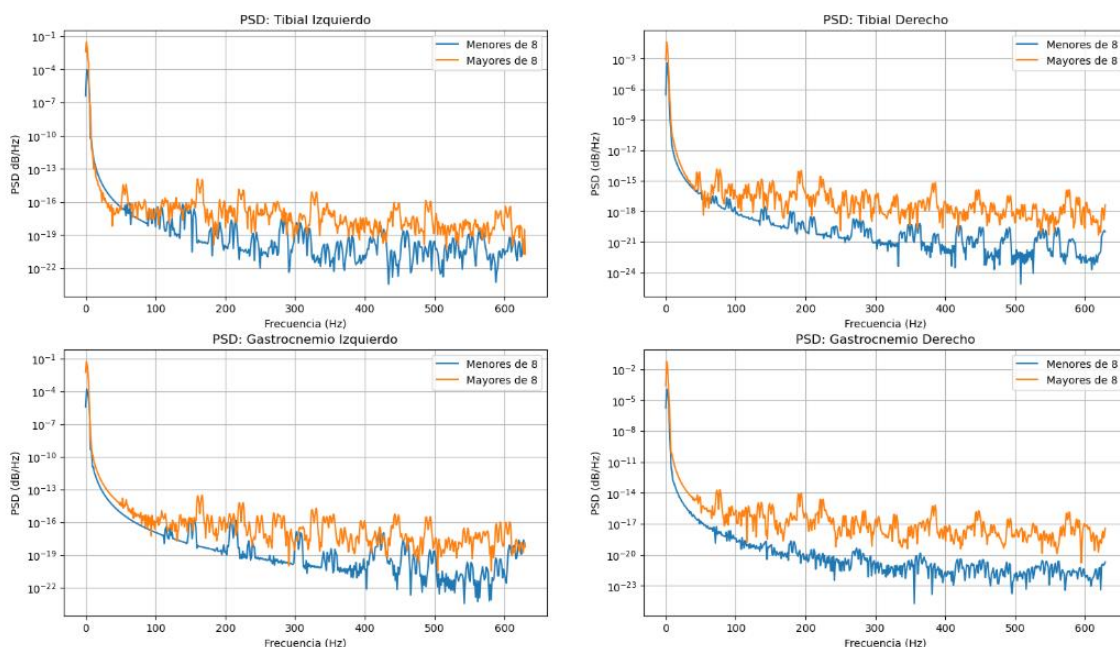


Figura 33: Comparación entre menores y mayores de ocho años de la Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica.

Si se comparan los índices espectrales MdPF y AUCt presentes en la Tabla 10 con el grupo de mayores de ocho años. Los niños menores de 8 años presentan valores de MdPF más bajos en comparación con los mayores de 8 años. En los menores, la proporción de frecuencias altas en la activación muscular es mayor, indicando una activación menos eficiente.

Por otro lado, los menores de 8 años muestran valores de %AUCTotal más altos en comparación con los mayores, lo que indica una mayor proporción de energía en las frecuencias bajas.

	MdPF (Hz)	AUCt (%)
Tibial Izquierdo	55.5	41.1
Tibial Derecho	53.5	43.4
Gastrocnemio Izquierdo	54.3	42.5
Gastrocnemio Derecho	53.1	41.8

Tabla 8: Índices frecuenciales MdPF y AUCt obtenidos para el grupo control de menos de ocho años.

Al igual que en el grupo anterior, también se analizarán los escalogramas presentes en la Figura 34.

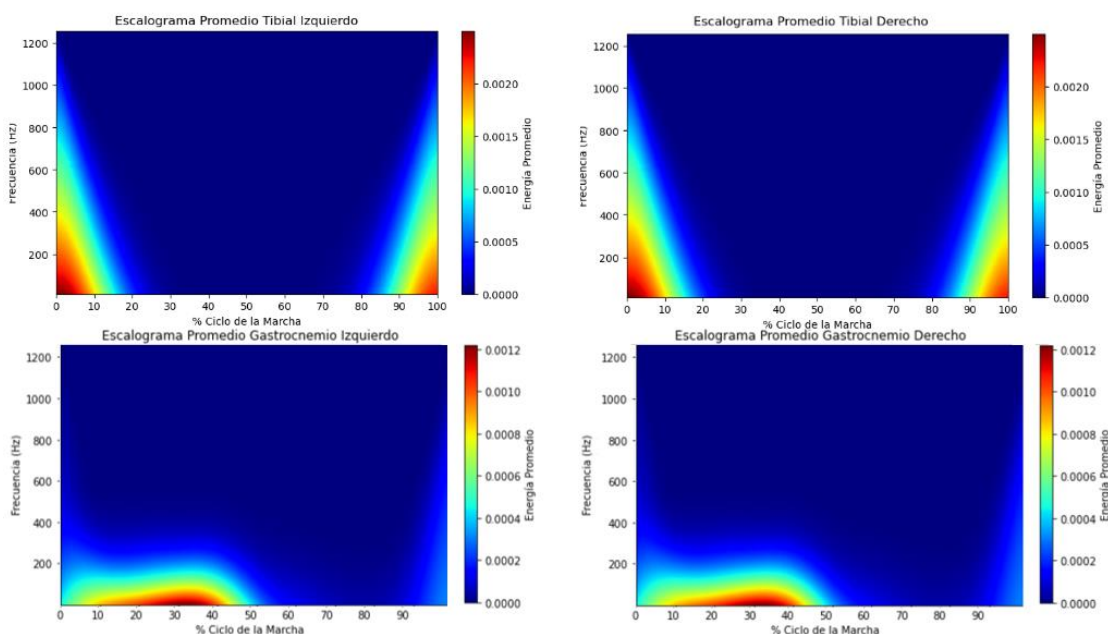


Figura 34: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha típica para menores de ocho años.

Los escalogramas muestran una alta densidad de energía en las frecuencias bajas al inicio del ciclo de la marcha, especialmente en el contacto inicial. La energía se distribuye principalmente en el rango de 0-200 Hz, disminuyendo gradualmente a medida que la frecuencia aumenta. Para ambos músculos, tibial anterior y gastrocnemio medial, la densidad de energía se concentra en las fases iniciales de la marcha, con un decaimiento progresivo en la energía a medida que avanza el ciclo.

Si se comparan los dos grupos control, ambos grupos de edad muestran una alta densidad de energía en las frecuencias bajas al inicio del ciclo de la marcha, lo que es indicativo de una activación muscular intensa durante las fases críticas de la marcha. Sin embargo, hay diferencias notables en la dispersión y concentración de la energía. Los niños menores de 8 años presentan una mayor dispersión de la energía en las frecuencias bajas y medias, lo que indica un control menos eficiente. En contraste, los mayores de 8 años muestran una distribución de energía más concentrada y definida. La energía en las frecuencias altas disminuye de manera más abrupta en los mayores de 8 años, reflejando una mejor un control más fino de la activación muscular.

Por último, también se analizarán los índices de coactivación. Para este grupo, se han obtenido los siguientes resultados:

- **Lado derecho:** 28.6%
- **Lado izquierdo:** 32.5%

Los índices de coactivación en este grupo son más altos en comparación con los mayores de 8 años, tanto en el lado derecho como en el izquierdo. Esta diferencia se puede deber a que los niños más pequeños requieren una mayor coactivación muscular para mantener la

estabilidad y el control durante el movimiento debido a que su sistema neuromuscular aún se encuentra en desarrollo.

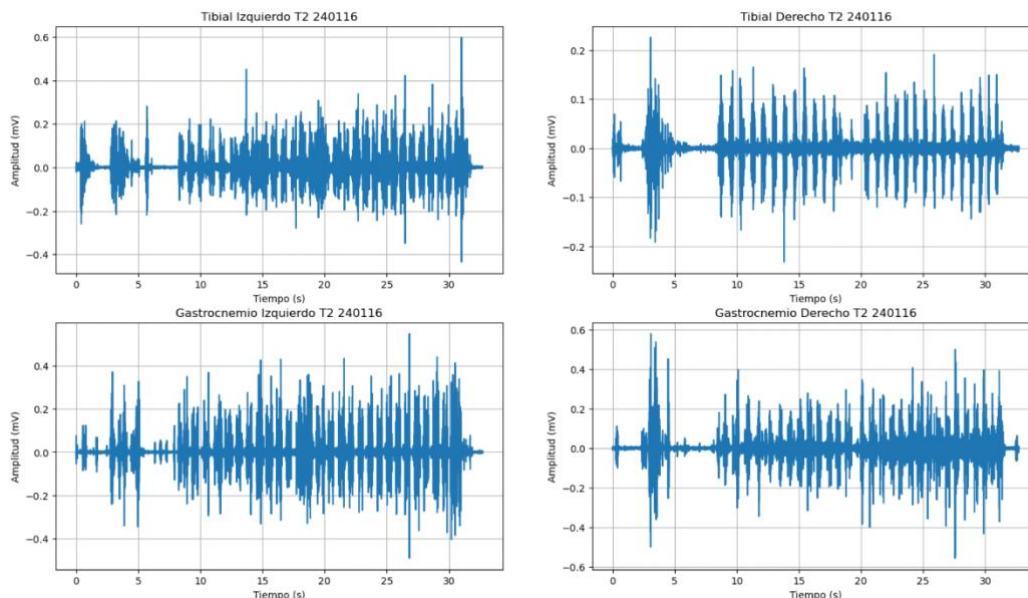
6.2. Análisis de resultados de electromiografía en paciente con parálisis cerebral.

Tal como se expuso en el Capítulo 1, existen diversos tipos de parálisis cerebral. En función de la limitación, se distinguen hemiparesia izquierda o derecha, monoparesia, diparesia y tetraplejía. Dada la similitud en la marcha entre la hemiparesia izquierda y derecha (presentan las mismas características, aunque en lados opuestos del cuerpo), se analizará únicamente la hemiparesia izquierda. Además, la hemiparesia se diferencia de la monoparesia en que la primera afecta a todo el lado del cuerpo, mientras que la segunda solo compromete una extremidad. En este estudio, al centrarse en el análisis de la marcha, se considerará que las señales electromiográficas obtenidas en los dos casos son equiparables.

6.2.1. Hemiparesia izquierda

Paciente de ocho años de edad diagnosticado con parálisis cerebral. El día 10/04/2024 de le realizó una infiltración con toxina botulínica en gastrocnemio, soleo y tibial posterior de ambas piernas. Se registraron los estados T0, T1 y T2 los días 16/01/2024, 25/04/2024 y 06/06/2024 respectivamente.

Las señales de electromiografía para los Estados T0, T1 y T2 se muestran en la Figura 35. Se puede observar cómo tras la infiltración los músculos del lado izquierdo presentan más periodos de inactividad.



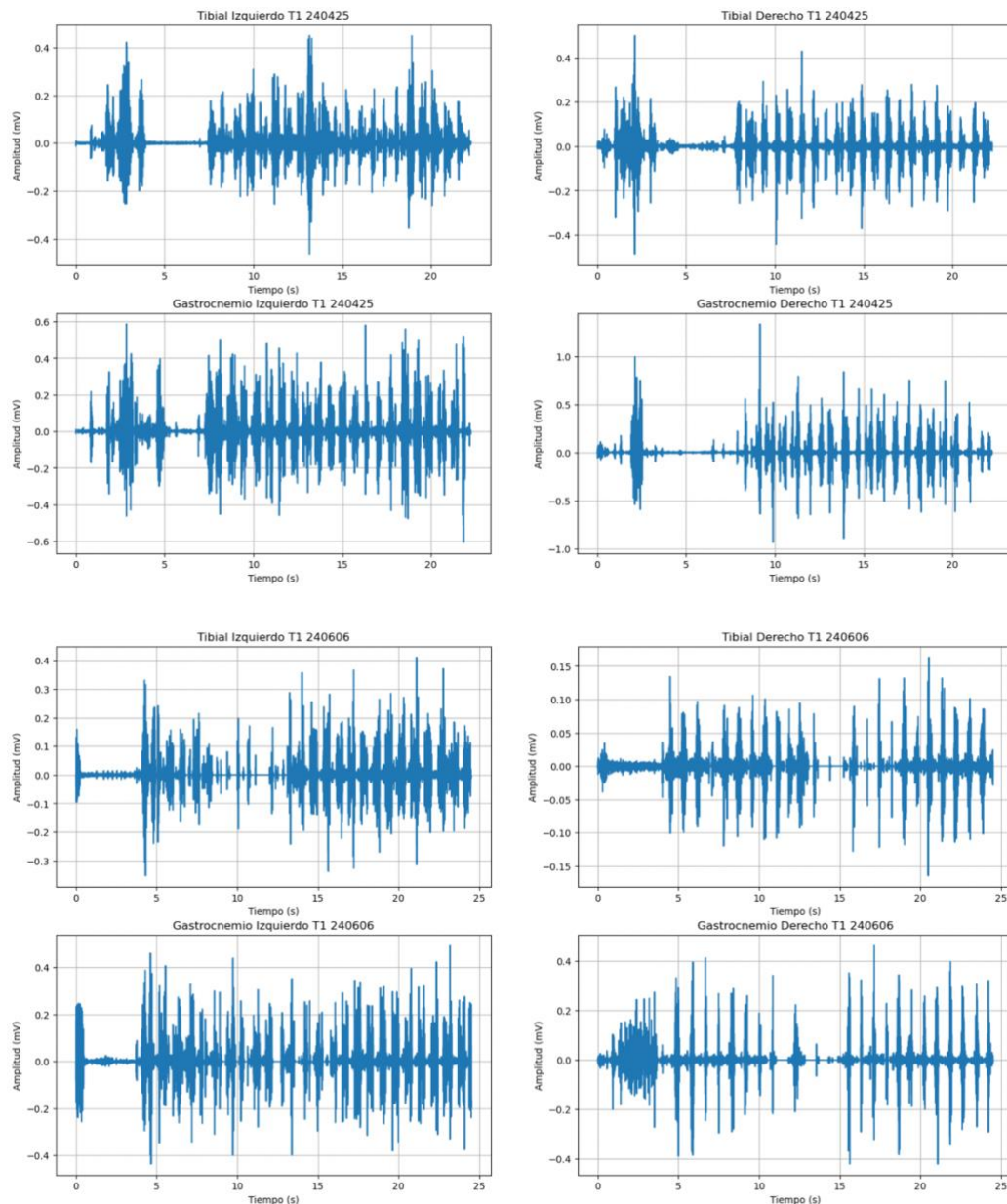


Figura 35: Señales de EMG obtenidas para un paciente con hemiparesia izquierda. Se representan los estados T0, T1 y T2 grabados el 16/01/2024, 25/04/2024 y 06/06/2024 respectivamente.

En la Figura 36 se muestran las curvas de activación obtenidas para los tres registros. El estado T0 está representado por la curva morada. En este estado, se observa que el tibial izquierdo se activa correctamente durante el contacto inicial y se desactiva adecuadamente durante el apoyo medio. No obstante, a partir del apoyo final, permanece activo continuamente en lugar de desactivarse. Por otro lado, el tibial derecho se activa menos de lo normal en el contacto inicial, pero a partir de ahí sigue un desarrollo normal: se desactiva durante el apoyo medio y final, y se activa de nuevo en la fase de balanceo. Respecto a los gastrocnemios, tanto el izquierdo como el derecho permanecen activos durante toda la marcha. Ambos logran relajarse ligeramente durante el balanceo inicial y medio, pero vuelven a activarse en el balanceo final.

En el estado T1 (curva azul) no se observan cambios significativos en los músculos tibial derecho y gastrocnemio izquierdo. En contraste, el tibial izquierdo ya no se activa correctamente durante el contacto inicial y se desactiva durante el balanceo final. El

gastrocnemio derecho muestra una mejora considerable, activándose correctamente durante la fase de apoyo y desactivándose durante la fase de balanceo.

Por último, en el estado T2 (curva verde), ambos tibiales se activan en menor medida, siguen un desarrollo más o menos típico. Lo mismo ocurre con el gastrocnemio derecho. Sin embargo, el gastrocnemio izquierdo, aunque se activa correctamente durante la fase de apoyo, se vuelve a activar erróneamente en el balanceo final.

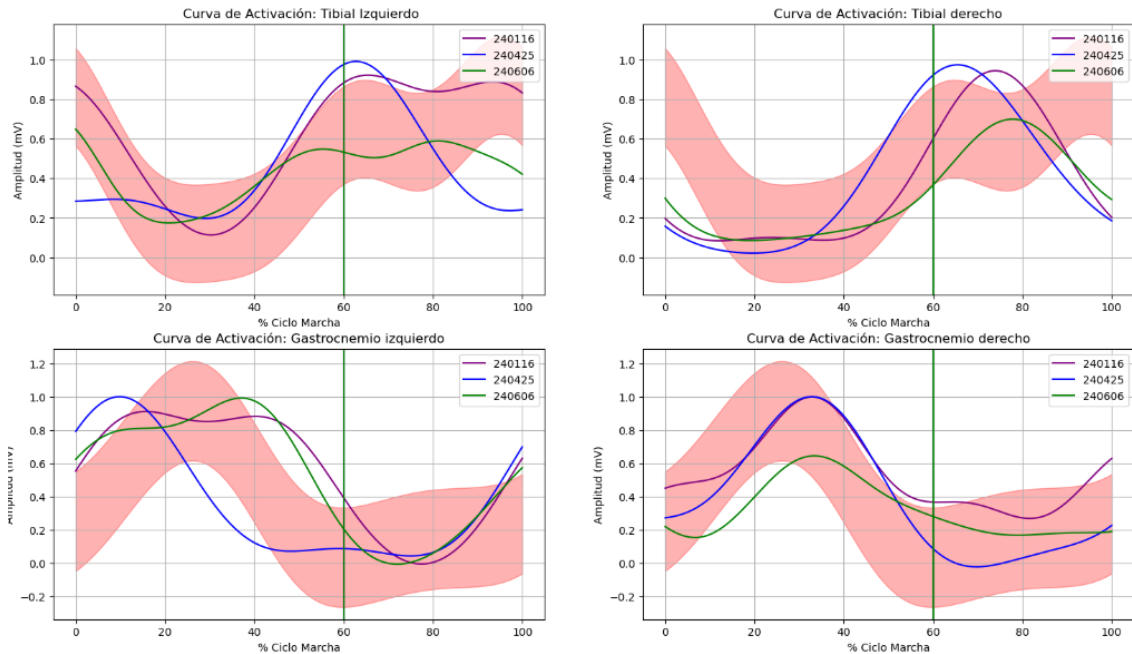


Figura 36: Curva de Activación para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha hemiparética.

A continuación, se analizarán las PSD representadas en la Figura 37. Comparando los datos de control con los estados T0, T1 y T2, se observa que las señales capturadas en T0 (azul) muestran una mayor densidad de potencia en frecuencias bajas y una mayor variabilidad en frecuencias altas, sugiriendo una actividad muscular más intensa y desordenada. En T1 (naranja), se aprecia una reducción en la densidad de potencia comparada con T0, especialmente en las frecuencias altas, lo que indica una mejora en la condición muscular del paciente. Sin embargo, la actividad muscular sigue siendo mayor en comparación con los datos de control. Las señales de T2 (verde) muestran una tendencia adicional hacia la estabilización y reducción de la actividad muscular, acercándose más a los valores de los datos de control.

Al comparar directamente T0, T1 y T2, se aprecia una clara progresión positiva. Las señales de T0 presentan la mayor densidad de potencia y variabilidad, mientras que las señales de T1 y T2 muestran una reducción progresiva y una mayor estabilidad. En particular, las señales de T2 son las que más se acercan a los datos de control.

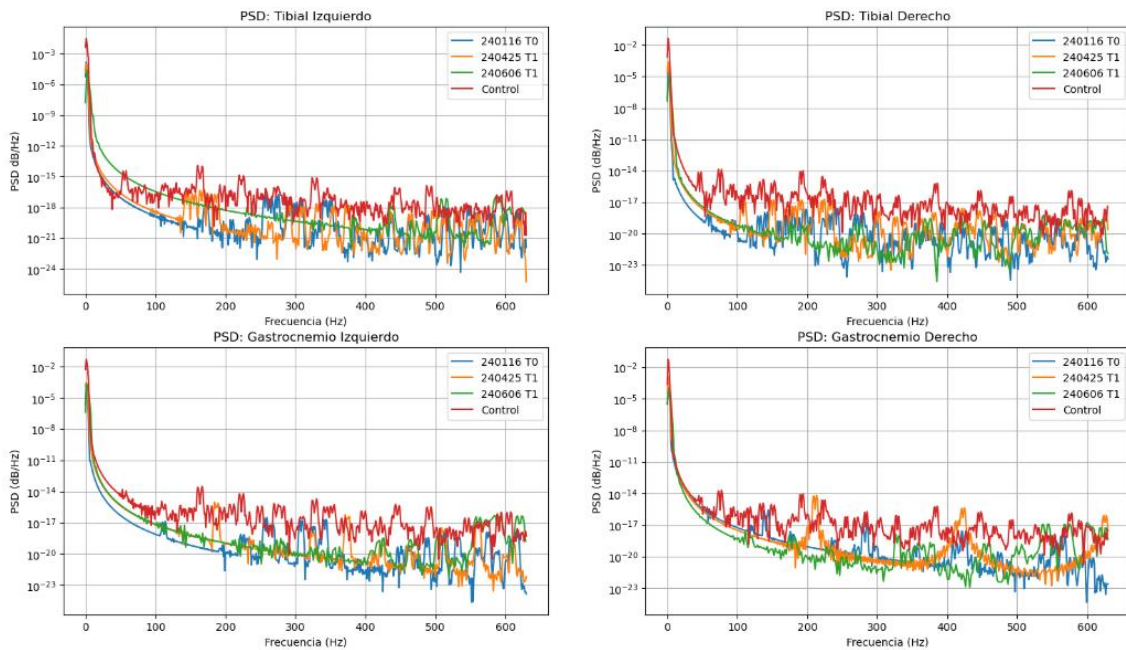


Figura 37: Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha hemiparética.

A continuación, se comparan los resultados de los índices espectrales presentes en la Tabla 11. En el grupo control, los valores de MdPF para los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial se encuentran alrededor de 58-60 Hz. En el estado inicial T0, los valores de MdPF para los músculos del lado afectado son más bajos, reflejando una activación menos eficiente. Específicamente, el tibial izquierdo tiene un MdPF de 35.4 Hz y el gastrocnemio izquierdo de 40.2 Hz. Sin embargo, desde T0 a T2, se observa una mejora constante en la MdPF, alcanzando 48.5 Hz para el tibial izquierdo y 46.3 Hz para el gastrocnemio izquierdo en T2.

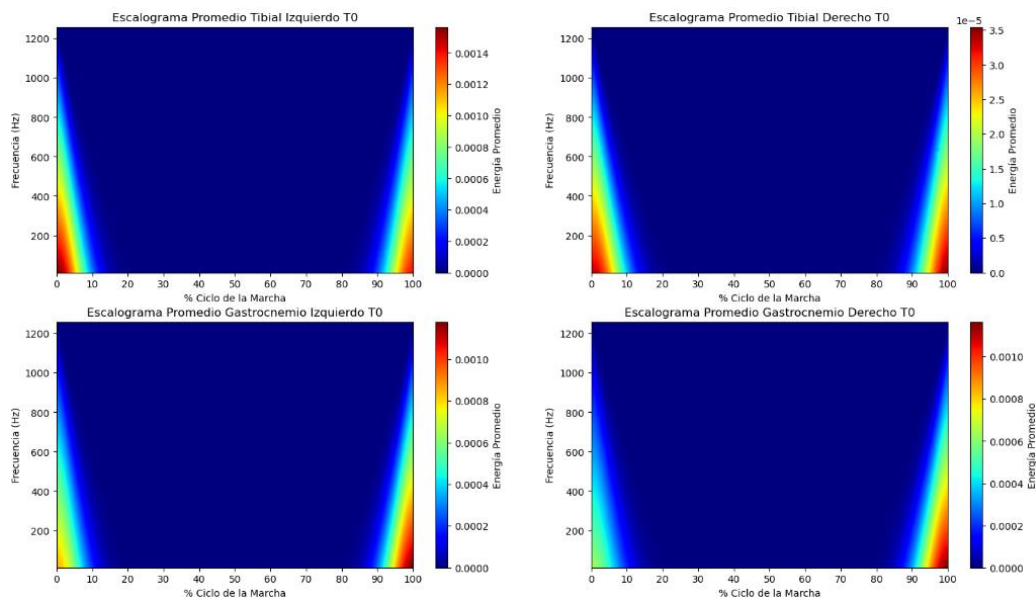
El %AUCTotal en el grupo control es relativamente bajo, con valores alrededor del 36-40%. En T0, los valores de %AUCTotal son más altos en los músculos afectados, con el tibial izquierdo en 53.7% y el gastrocnemio izquierdo en 55.4%. Esto indica una mayor proporción de energía en frecuencias bajas y una activación menos eficiente. Sin embargo, al igual que con la MdPF, hay una mejora notable desde T0 a T2, con una disminución del %AUCTotal a 49.5% en el tibial izquierdo y 51.2% en el gastrocnemio izquierdo, acercándose a los valores del grupo control.

Los músculos del lado no afectado también muestran valores más bajos de MdPF y más altos de %AUCTotal en T0 comparados con el grupo control, aunque las diferencias son menos drásticas. Por ejemplo, el tibial derecho tiene un MdPF de 48.5 Hz en T0 y mejora a 51.1 Hz en T2, mientras que el %AUCTotal disminuye de 45.6% a 43.2%.

	MdPF (Hz)				AUCt (%)			
	Control	T0	T1	T2	Control	T0	T1	T2
Tibial Izquierdo	58.3	35.4	42.5	48.5	36.4	53.7	54.5	49.5
Tibial Derecho	59.4	48.5	49.3	51.1	38.2	45.6	46.5	43.2
Gastrocnemio Izquierdo	60.1	40.2	43.5	46.3	40.1	55.4	54.3	51.2
Gastrocnemio Derecho	57.4	50.1	46.7	48.3	35.9	43.2	41.2	43.3

Tabla 9: Índices frecuenciales MdPF y AUCt obtenidos para una marcha hemiparética.

Si se analizan los escalogramas de la Figura 38 que representan a los estados T0, T1 y T2 respectivamente, se observa que la energía se concentra principalmente en las frecuencias bajas (0-200 Hz) tanto en los músculos tibial anterior como en los gastrocnemio, con una amplitud de energía relativamente baja y una distribución uniforme a lo largo del ciclo de marcha. Los valores máximos de energía son bajos, con un máximo alrededor de 0.0014 para el tibial izquierdo y 0.0010 para el gastrocnemio izquierdo. Por tanto, presenta una activación muscular menos eficiente y una menor capacidad de concentración de energía en fases críticas del ciclo de marcha.



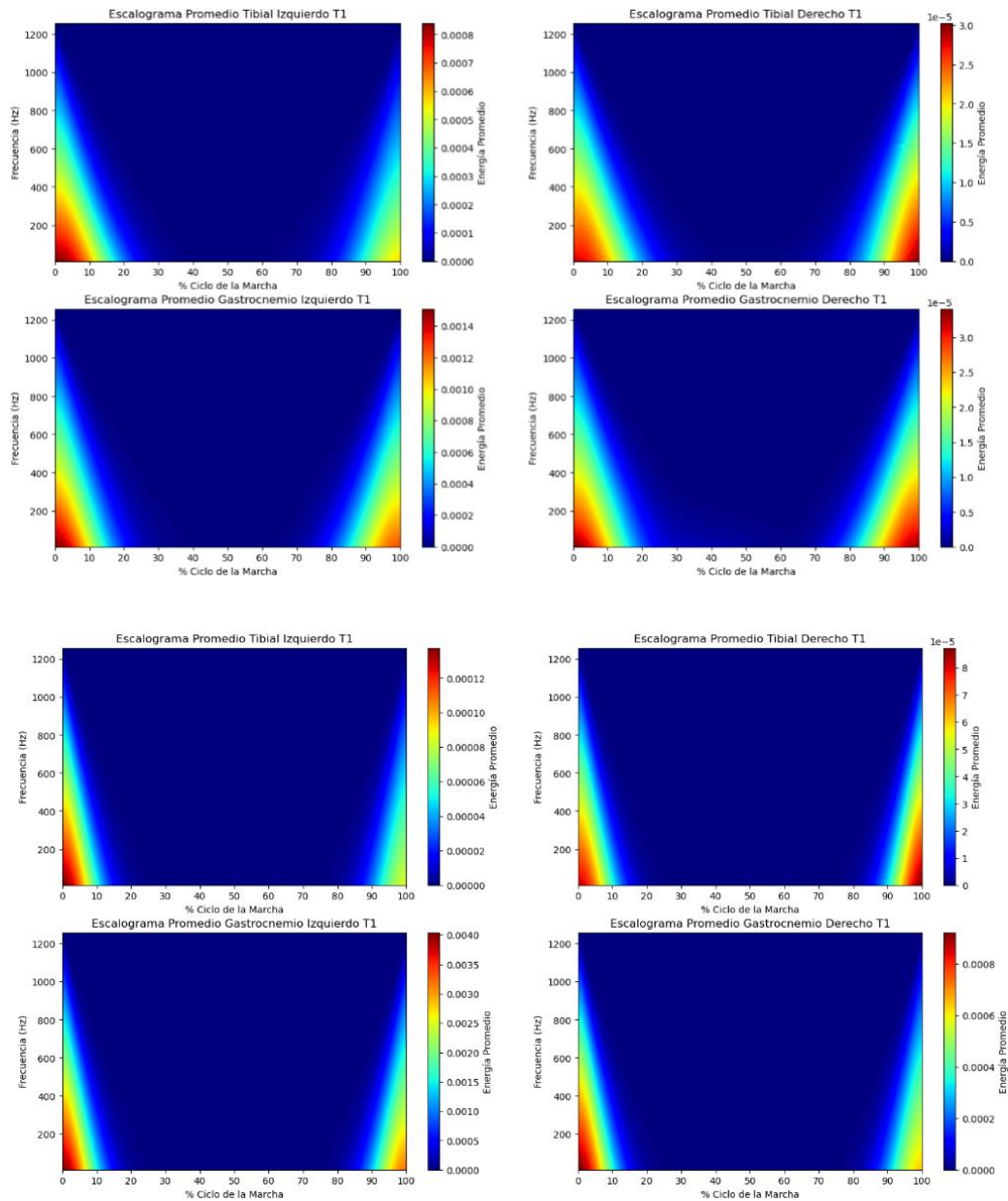


Figura 38: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha hemiparética para el estado T0, T1 y T2.

En el estado T1, se observa una mejora en la activación muscular en comparación con T0. La energía en los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial del lado afectado muestra una ligera reducción en la amplitud en comparación con T0, aunque aún es menor que en el grupo control. Para el tibial anterior izquierdo en T1, la amplitud máxima de energía es de aproximadamente 0.00012, y para el gastrocnemio izquierdo, la amplitud es de aproximadamente 0.0035, lo que refleja una mejora en la eficiencia de activación muscular en comparación con T0. En el lado derecho, la energía sigue concentrándose en las frecuencias bajas, pero con una amplitud que aún no alcanza los valores del grupo control.

En el estado T2, la mejora en la activación muscular es aún más pronunciada. Los escalogramas muestran una mayor amplitud de energía y una distribución más concentrada al principio de la marcha. La energía en los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial

del lado afectado ha aumentado, acercándose más a los valores del grupo control. Para el tibial anterior izquierdo en T2, la amplitud máxima de energía es de aproximadamente 0.0008, y para el gastrocnemio izquierdo, la amplitud es de aproximadamente 0.0014. Esto indica una activación muscular más eficiente y una mayor coordinación neuromuscular en comparación con los estados T0 y T1.

Por último, se compararán los índices de coactivación con los del grupo control. Los índices obtenidos son los mostrados en la Tabla 12.

	T0	T1	T2
Lado Derecho	42.4	38.6	35.4
Lado Izquierdo	48.4	43.5	40.5

Tabla 10: Índices de Coactivación obtenidos para una marcha hemiparética.

Los índices de coactivación en los estados T0, T1 y T2 muestran una tendencia de mejora en ambos lados. En el estado T0, los índices de coactivación son más altos que los del grupo control, reflejando una activación simultánea excesiva de los músculos para compensar la debilidad y mantener la estabilidad. A medida que el paciente progresa a través de los estados T1 y T2, los índices de coactivación disminuyen progresivamente, acercándose a los valores del grupo control.

6.2.2. Diparesia

Paciente de siete años de edad, diagnosticado con parálisis cerebral diparética espástica. El nivel funcional del paciente se clasifica como GMFCS 3. Durante la evaluación clínica, se observó que el paciente presenta una marcha diparética. Se le realiza infiltración con toxina botulínica el día 16/05/2024 en los músculos tibial, gastrocnemio interno, extensor de los dedos y abductores de ambas piernas. Posteriormente, se le colocó un yeso. Se registraron los estados T1 el 05/03/2024 y T2 el 04/06/2024.

En la Figura 39 se presentan las señales de EMG de los estados T1 y T2. Se puede observar a simple vista como en el estado T2 la amplitud de las señales ha aumentado ligeramente. También se observa cómo, en los dos estados, los músculos del lado izquierdo que se han analizado casi no presentan periodos de inactivación.

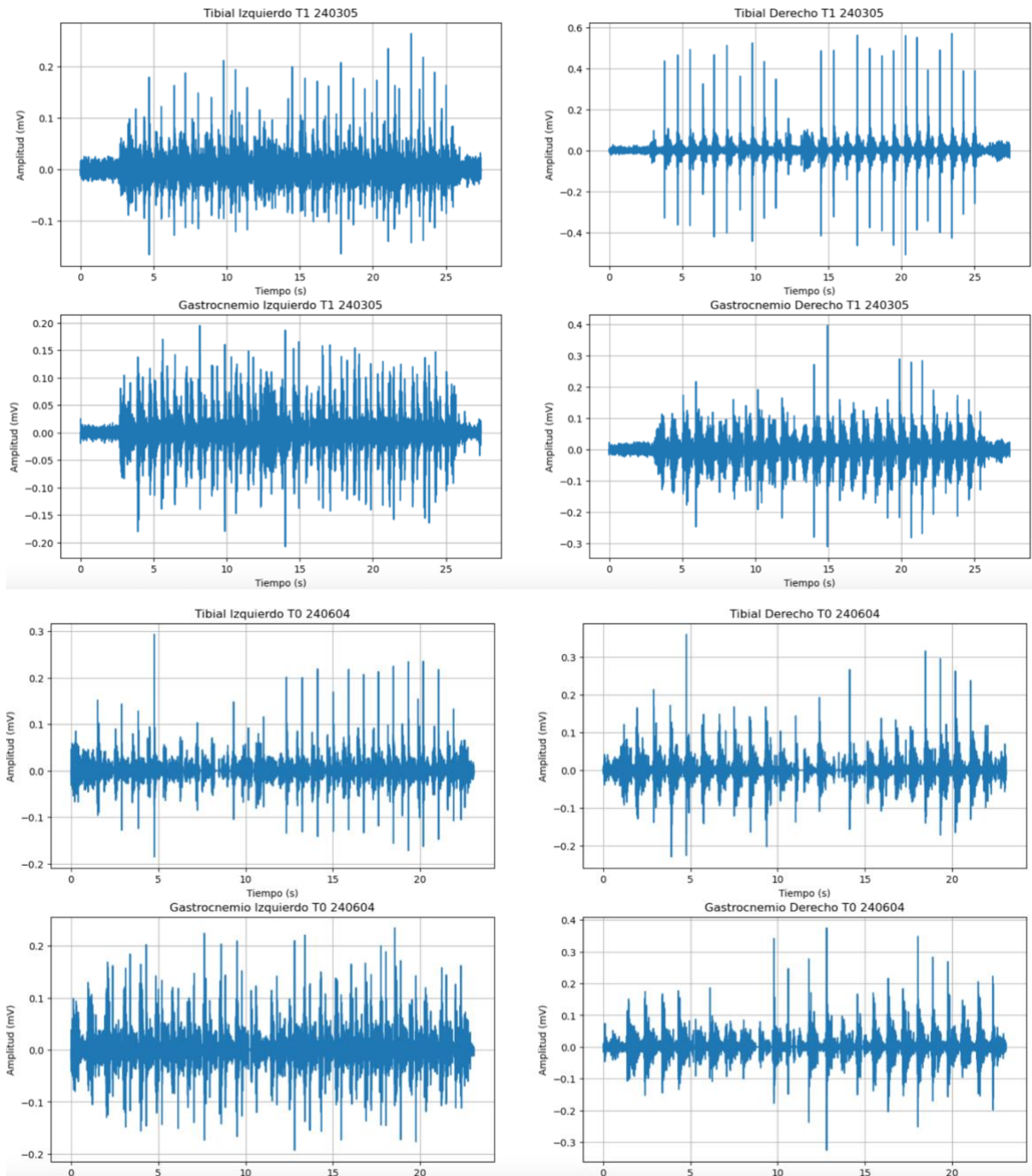


Figura 39: Señales de EMG obtenidas para un paciente con diparesia. Se representan los estados T1 y T2 grabados el 05/03/2024 y el 04/06/2024 respectivamente.

Las curvas de activación obtenidas en los dos registros se muestran en la Figura 40. En el estado T1, representado por las curvas moradas, se observa que tanto el tibial izquierdo como el tibial derecho están activos durante todas las fases de la marcha. No obstante, el tibial izquierdo muestra un patrón más similar al desarrollo normal: se activa en el contacto inicial con el suelo, se desactiva ligeramente durante el apoyo medio y vuelve a activarse antes de tiempo en el apoyo final. Se puede apreciar también como el tibial derecho no sigue este patrón.

Por otro lado, tanto el gastrocnemio izquierdo como el derecho permanecen activos durante todo el ciclo de la marcha. Al igual que el tibial izquierdo, el gastrocnemio izquierdo se

asemeja más al patrón típico, activándose en mayor medida durante la fase de apoyo y desactivándose ligeramente durante la fase de balanceo.

En el estado T2, representado por la curva azul, el tibial izquierdo no muestra grandes modificaciones respecto al estado T1. Por otro lado, el tibial derecho experimenta una mejoría considerable, ya que ahora es capaz de desactivarse durante el apoyo medio. A pesar de esta mejora, sigue activándose antes de tiempo durante el apoyo final y no está totalmente activo durante el apoyo inicial. En cuanto a los gastrocnemios, el izquierdo no presenta diferencias significativas con respecto al estado T1. En cambio, el gastrocnemio derecho muestra una mejoría, siendo capaz de desactivarse ligeramente durante el balanceo inicial. Sin embargo, no consigue mantenerse desactivado y vuelve a activarse en el balanceo medio y final.

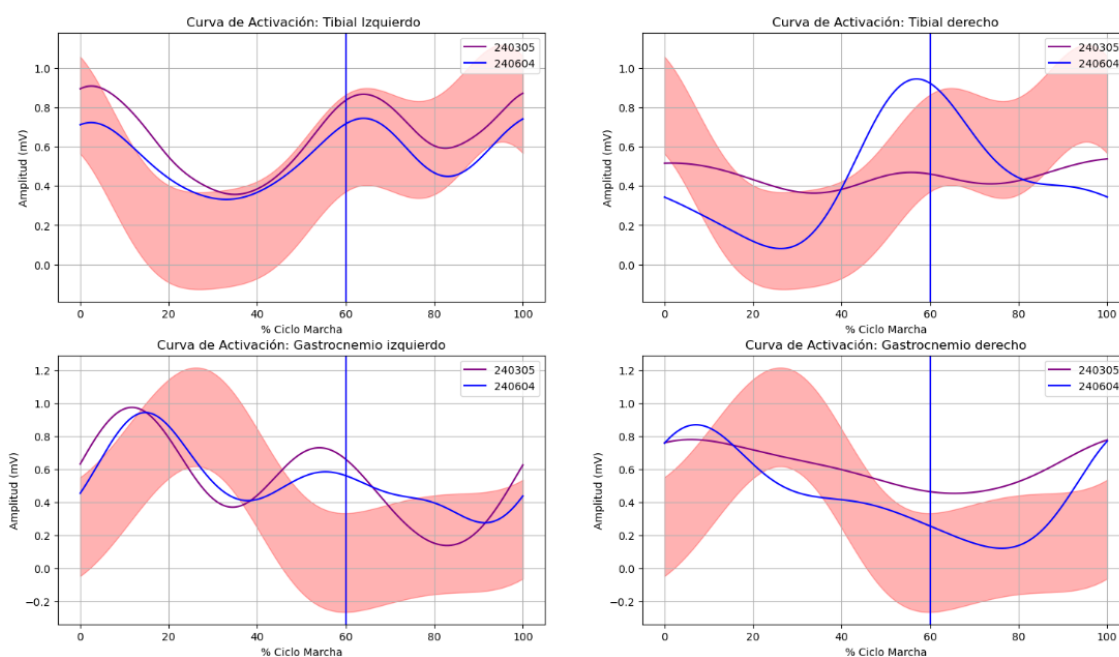


Figura 40: Curva de Activación para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha diparética.

A continuación, se analizan las PSD para los músculos anteriores representadas en la Figura 41. Comparando los datos de control (curva verde) con los dos estados T1 y T2 (curvas azul y naranja respectivamente), se observa que las señales de control presentan una densidad de potencia más alta y estable a lo largo de todas las frecuencias, lo que indica una menor variabilidad muscular en condiciones normales. En contraste, las señales capturadas en T1 muestran una mayor densidad de potencia en frecuencias bajas y una mayor variabilidad en frecuencias altas, sugiriendo una actividad muscular más intensa y desordenada. Las señales de T2, aunque siguen mostrando una menor densidad de potencia que los datos de control, presentan una reducción en comparación con T1, especialmente en frecuencias altas, lo que indica una tendencia hacia la normalización. Esta mejora entre T1 y T2 quiere decir que el paciente ha experimentado una reducción en la actividad muscular excesiva y una estabilización de las señales EMG.

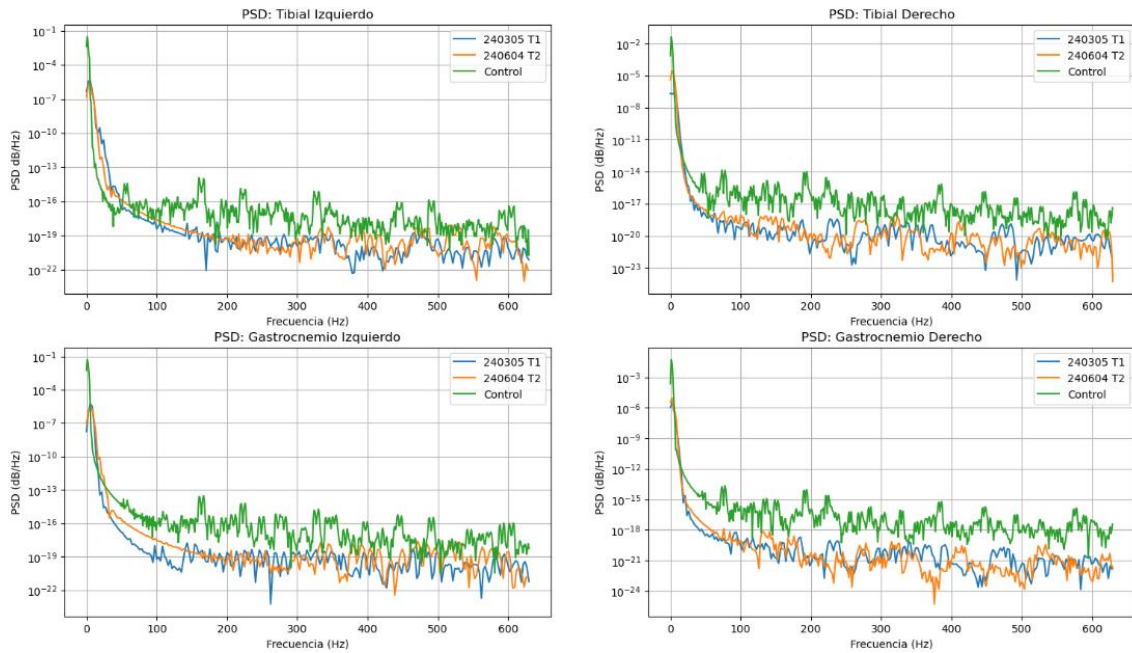


Figura 41: Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha diparética.

Continuando con el análisis frecuencial, se presentan los índices MdPF y AUCt en la Tabla 13. En el estado T1, se observa un desplazamiento hacia la izquierda en la MdPF para todos los músculos, indicando que una mayor proporción de fibras musculares se activan a frecuencias más bajas. En T2, los valores de MdPF aumentan respecto a T1, acercándose a los valores de control, lo que indica una recuperación en el rendimiento muscular y una mejora en la eficiencia de la activación muscular.

Por otro lado, en el estado T1, hay un aumento en el %AUCTotal en comparación con el control, reflejando un incremento en la potencia contenida en el rango de frecuencias bajas. En T2, aunque el %AUCTotal sigue siendo mayor que en el control, disminuye respecto a T1. Esta disminución se traduce en una mejora en la capacidad del paciente para activar los músculos de manera más eficiente.

	MdPF (Hz)			AUCt (%)		
	Control	T1	T2	Control	T1	T2
Tibial Izquierdo	58.3	50.7	54.2	36.4	44.8	40.3
Tibial Derecho	59.4	51.2	55.0	38.2	46.1	41.7
Gastrocnemio Izquierdo	60.1	52.3	56.0	40.1	48.3	43.5
Gastrocnemio Derecho	57.4	49.6	53.8	35.9	43.9	39.6

Tabla 11: Índices frecuenciales MdPF y AUCt obtenidos para una marcha diparética.

Para finalizar con el análisis frecuencial se presentan los escalogramas para los estados T1 y T2 en la Figura 42. En el estado T1, los escalogramas de los músculos tibial izquierdo

y derecho muestran una alta densidad de energía en las frecuencias bajas (0-200 Hz) durante el contacto inicial y el balanceo final. En el centro del ciclo de la marcha (10-90%),

la energía en las frecuencias bajas disminuye considerablemente, y casi no se observa energía en las frecuencias más altas (>200 Hz).

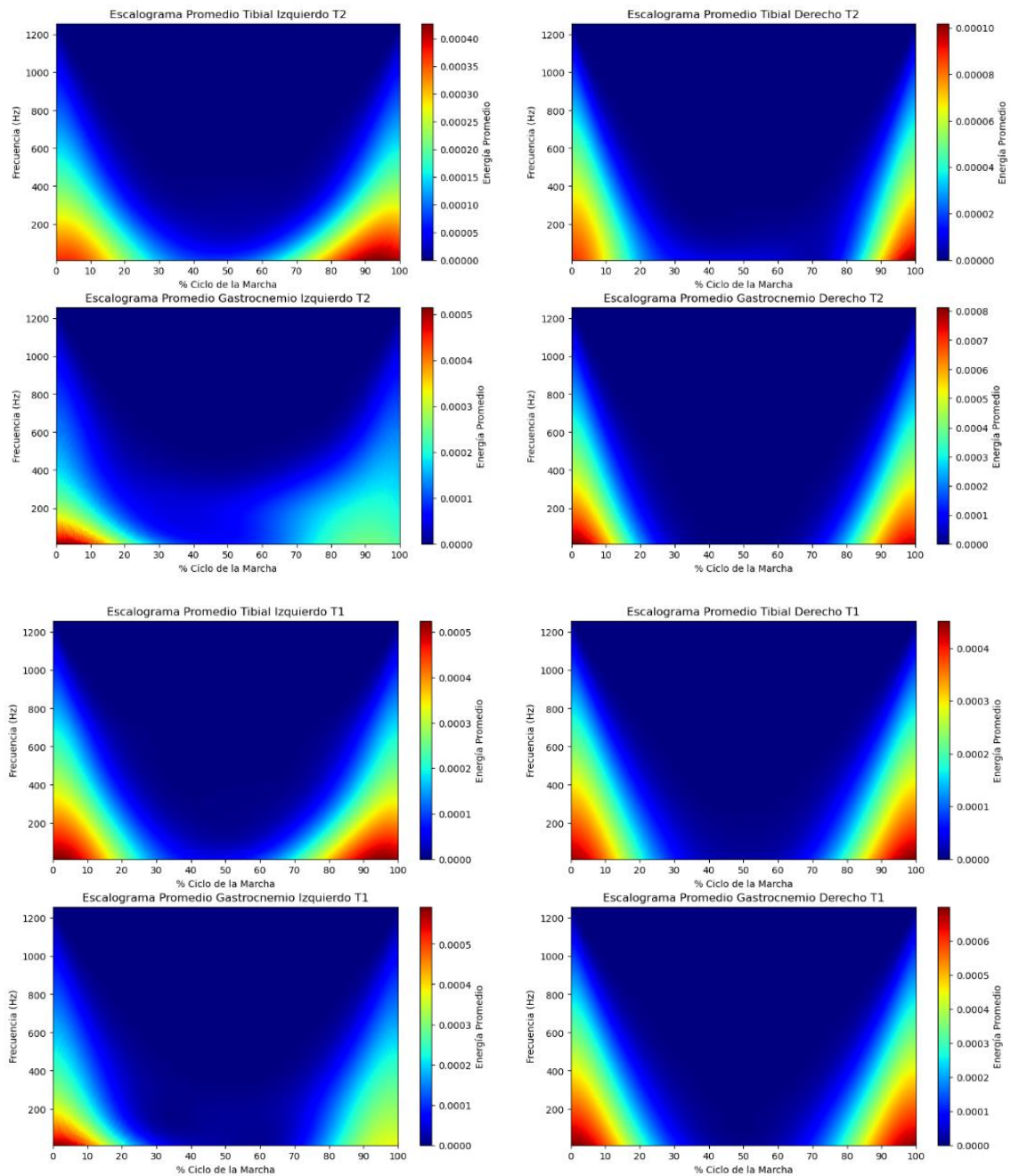


Figura 42: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha diparética para el estado T1 y T2.

En el estado T2, se observa una reducción general en la densidad de energía en las frecuencias bajas en comparación con T1, tanto en los músculos tibiales como en los gastrocnemios. Esta disminución de energía al inicio y al final del ciclo de la marcha sugiere una menor intensidad de actividad muscular, indicando una posible mejora en la eficiencia

muscular y una reducción de la fatiga. La energía sigue concentrada en las frecuencias bajas, pero con menor intensidad, lo que podría indicar una mejor recuperación. En los escalogramas del gastrocnemio en T2, la reducción en la energía es aún más notable en las frecuencias bajas. Aunque la distribución de la energía es similar a la observada en T1, la menor intensidad sugiere que los músculos están menos fatigados y que hay una mayor estabilización de la actividad muscular.

Por último, se analizarán los índices de coactivación presentes en la Tabla 14. En el estado T1 se observa un aumento en la coactivación. Este incremento indica que se están llevando a cabo estrategias compensatorias gracias a las cuales el paciente está tratando de mantener la estabilidad y el equilibrio a costa de una mayor rigidez muscular. Por otro lado, en el estado T2, el índice se reduce respecto a T1. Aunque la coactivación sigue siendo alta comparada con el control, esta reducción implica que el paciente está comenzando a recuperar el control motor y a tener una activación más eficiente de los músculos.

	Control	T1	T2
Lado Derecho	25.4	53.6	46.1
Lado Izquierdo	32.6	52.8	43.7

Tabla 12: Índices de Coactivación obtenidos para una marcha diparética.

A la vista de los resultados, se puede concluir que, tras la infiltración, en el estado T1, hubo un empeoramiento. Este deterioro pudo deberse a diversas causas, tales como un yeso mal colocado, demasiado apretado, o una reacción adversa a la toxina botulínica. En el estado T2, una vez que el efecto de la infiltración se ha pasado, se observa una mejoría en los movimientos y una mayor estabilidad.

6.3. Análisis de resultados en paciente con marcha de puntillas.

Paciente de once años de edad con valoración por marcha de puntillas asimétrica. Durante la evaluación clínica se observó una mayor gravedad en el lado izquierdo. Se le realizó la infiltración con toxina botulínica el 14/03/2024 en los músculos soleo y gastrocnemio de ambos lados. Se registraron los estados T0 el 16/01/2024 y T1 el 04/04/2024.

Las señales de EMG obtenidas se muestran en la Figura 43. En ellas, se observa como en el estado T0 los músculos pertenecientes al lado izquierdo apenas presentan periodos de relajación mientras que los del lado derecho se asemejan más a un desarrollo normal. Tras la infiltración, en el estado T1, tanto el tibial izquierdo como en el gastrocnemio izquierdo se inactivan durante pequeños periodos. En el lado derecho, no se aprecian cambios aparentes.

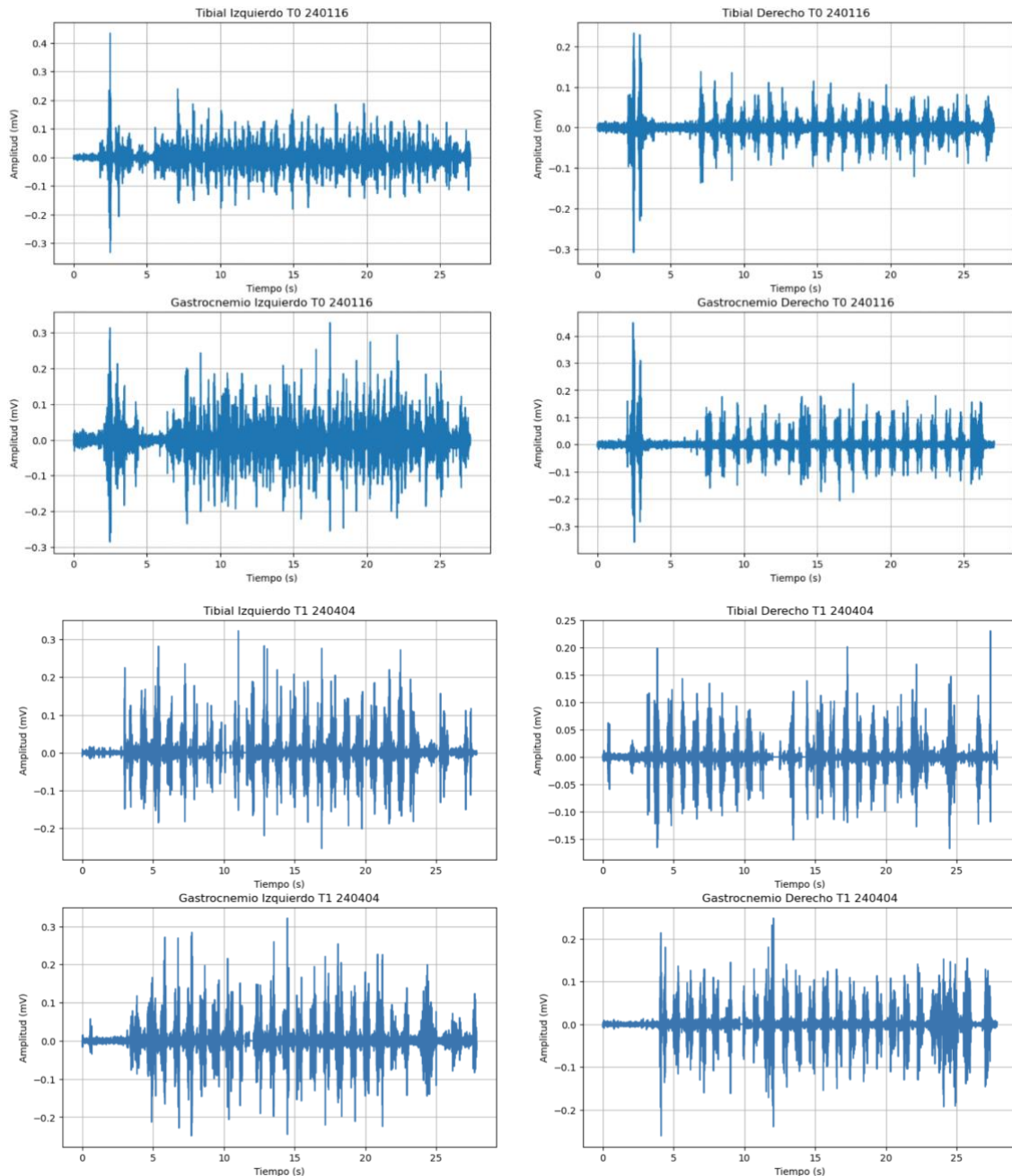


Figura 43: Señales de EMG obtenidas para un paciente con marcha de puntillas. Se representan los estados T0 y T1 grabados el 16/01/2024 y el 24/04/2024 respectivamente.

Las curvas de activación obtenidas en los dos registros se muestran en la Figura 44. En el estado T0, se observa una activación excesiva del tibial izquierdo durante el apoyo medio y una activación insuficiente durante el balanceo inicial, medio y final. En contraste, el tibial derecho presenta una activación ineficiente durante el contacto inicial y el balanceo final, aunque se activa correctamente durante el balanceo inicial y medio. En cuanto a los gastrocnemios, el izquierdo se mantiene activo durante todo el ciclo de la marcha, mientras que el derecho logra activarse correctamente durante la fase de apoyo y desactivarse adecuadamente durante la fase de balanceo.

En el estado T1, se observa una mejora considerable en el lado izquierdo: tanto el tibial como el gastrocnemio siguen un desarrollo normal. Por otro lado, el lado derecho no presenta grandes diferencias respecto al estado T0.

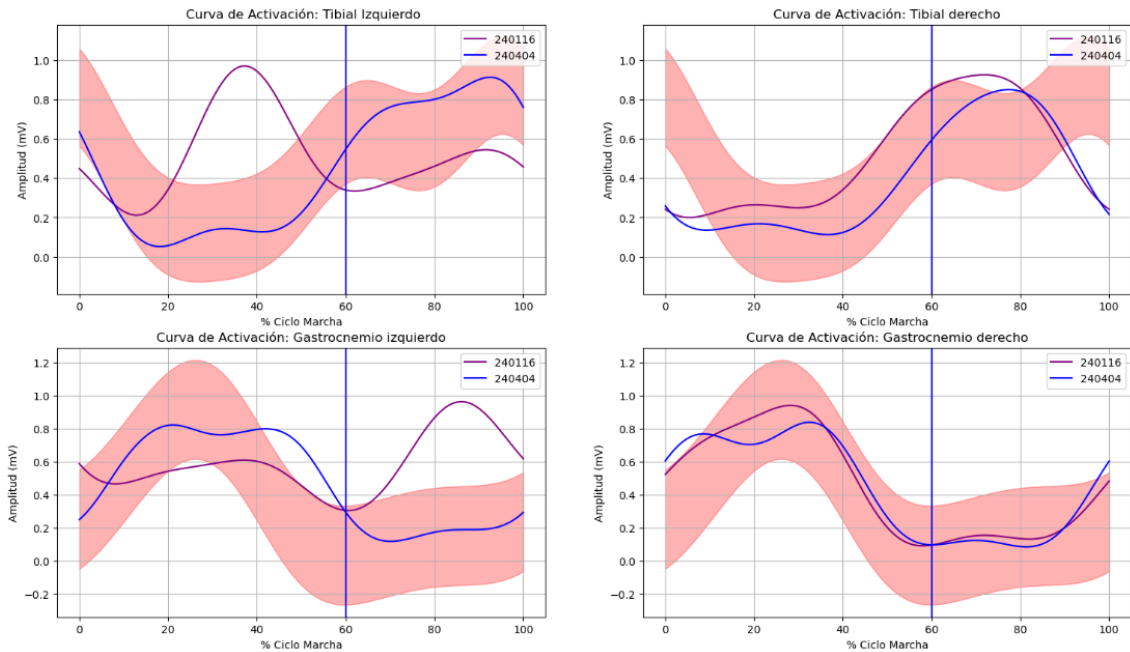


Figura 44: Curva de Activación de los estados T0 y T1 para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha idiopática de puntillas.

A continuación, se analizan las gráficas de la PSD representadas en la Figura 45. Se observa que las señales pertenecientes al estado T0 (azul) muestran una mayor densidad de potencia en frecuencias bajas y una mayor variabilidad en frecuencias altas. Esta variabilidad puede ser indicativa de que el paciente presenta menos control muscular que los sujetos control.

Las señales capturadas en T1 (naranja) muestran una reducción en la densidad de potencia comparadas con T0, especialmente en las frecuencias altas. Esta disminución en la densidad de potencia y la mayor estabilidad en las frecuencias altas indican una mejora en la condición muscular del paciente. En general, las señales de T1 se acercan más a los valores de los datos de control, aunque todavía muestran una mayor actividad muscular en comparación con los datos de referencia. Comparando T0 y T1 directamente, la densidad de potencia en T1 es menor y más estable que en T0, indicando que la actividad muscular se ha reducido y estabilizado con el tiempo.

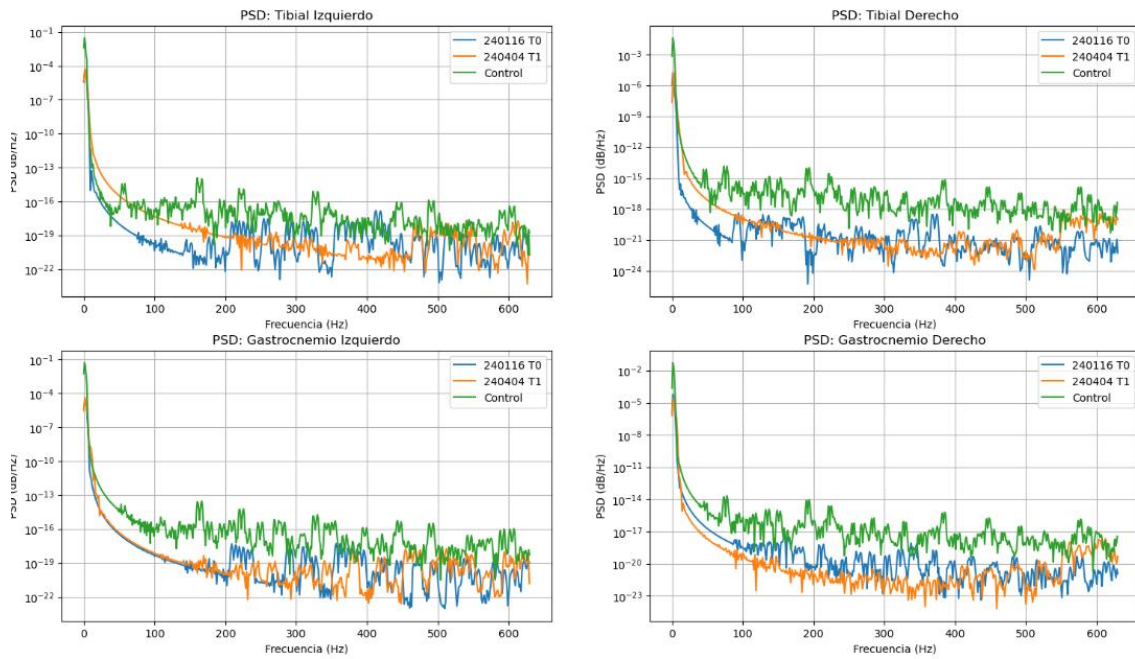


Figura 45: Densidad Espectral de Potencia para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha de puntillas.

Para analizar en profundidad la PSD se muestran en la Tabla 15 los índices MdPF y AUCt. En el estado T0, la MdPF disminuye en comparación con el control en todos los músculos, indicando un desplazamiento hacia frecuencias más bajas. En T1, la MdPF aumenta en comparación con T0, aunque no alcanza los valores de control. Esto indica una recuperación parcial del rendimiento muscular hacia frecuencias más normales, reflejando una mejora en la activación muscular del paciente.

El %AUCTotal aumenta en T0 en comparación con el control en todos los músculos, lo que indica un incremento en la potencia contenida en las frecuencias bajas. En T1, aunque el %AUCTotal disminuye en comparación con T0, sigue estando por encima del control.

	MdPF (Hz)			AUCt (%)		
	Control	T0	T1	Control	T0	T1
Tibial Izquierdo	58.3	52.1	54.7	36.4	42.5	39.8
Tibial Derecho	59.4	53.0	55.6	38.2	43.7	40.2
Gastrocnemio Izquierdo	60.1	54.2	57.0	40.1	45.3	41.6
Gastrocnemio Derecho	57.4	51.8	54.2	35.9	41.0	38.4

Tabla 13: Índices frecuenciales MdPF y AUCt obtenidos para una marcha de puntillas.

Para terminar con el análisis frecuencial se calcularon los escalogramas presentes en la Figura 46.

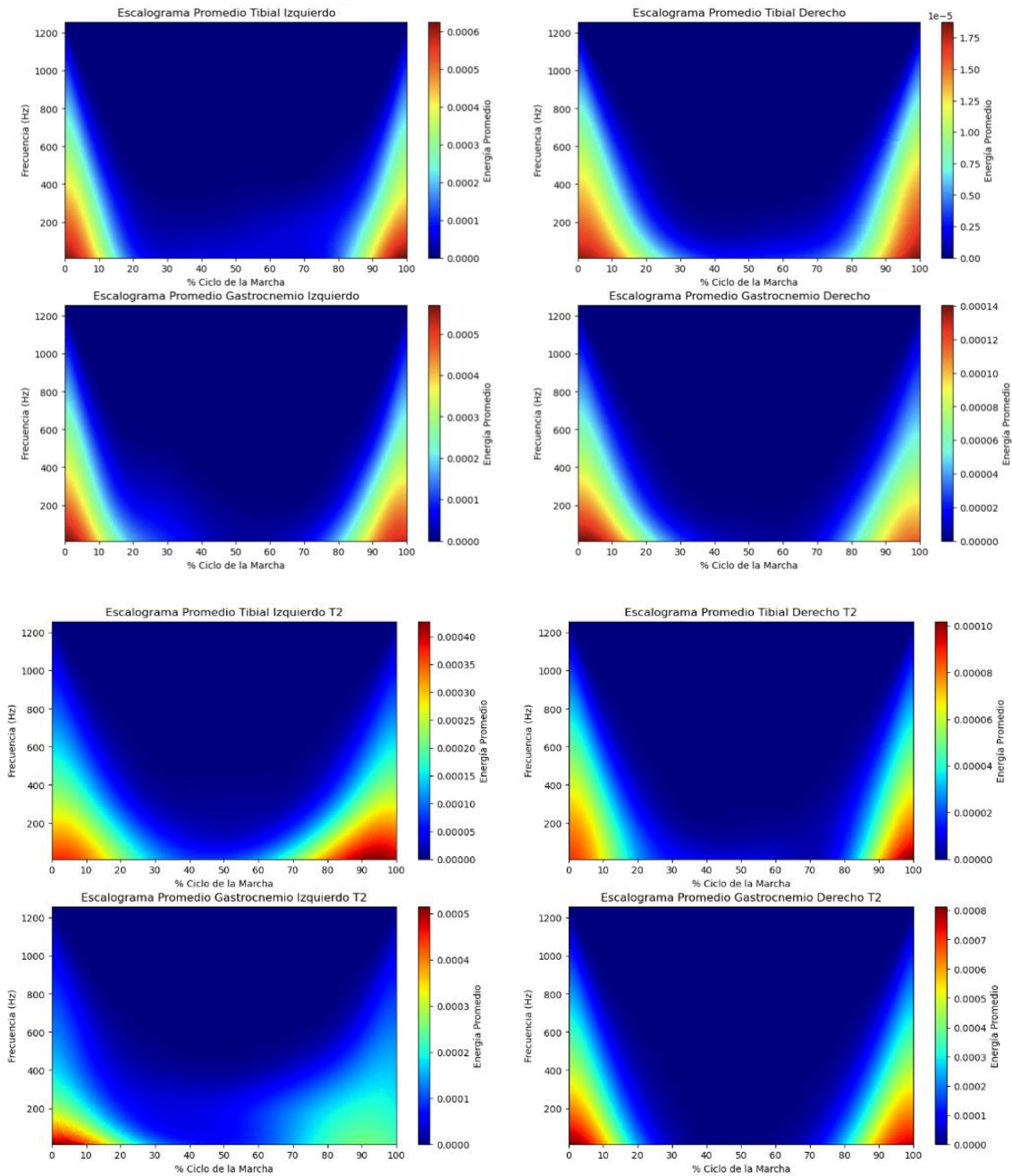


Figura 46: Escalogramas para los músculos Tibial Anterior y Gastrocnemio Medial de una marcha de puntillas.

Se observa una clara mejora en la distribución de la energía muscular a lo largo del ciclo de la marcha en la condición T0 respecto a la condición inicial T1.

En T0, tanto los músculos tibiales como los gastrocnemios muestran una mayor concentración de energía en las frecuencias más bajas durante las fases iniciales del ciclo de la marcha, lo que podría indicar una activación muscular más intensa o menos eficiente. Esta energía está especialmente concentrada en los tibiales, que parecen tener una mayor implicación en esta fase.

En T2, se aprecia una reducción notable en la energía promedio, lo que significa una mayor eficiencia en la activación muscular. En particular, los tibiales muestran una disminución de la energía en las frecuencias bajas, lo que podría reflejar una mejor distribución de la carga de trabajo muscular a lo largo del ciclo de marcha. Los gastrocnemios, aunque siguen mostrando una menor participación en comparación con los tibiales, también presentan una reducción en la energía, lo que indica que hay una mejora general en la activación de los músculos implicados en la marcha.

Por último, se presentan en la Tabla 16 los índices de coactivación obtenidos para este paciente. Se observa que los índices que inicialmente se encontraban elevados en el estado T0, muestran una disminución progresiva en el estado T1. Estos resultados son indicativos de una reducción en la coactivación excesiva de los músculos y una mejora en la coordinación motora.

	Control	T0	T1
Lado Derecho	25.4	30.5	28.4
Lado Izquierdo	32.6	41.8	35.3

Tabla 14: Índices de Coactivación obtenidos para una marcha de puntillas.

A la vista de todos los resultados, se puede concluir que tras la infiltración con toxina botulínica el paciente ha mejorado su rendimiento motor.

7. VALIDACIÓN Y LIMITACIONES

Para validar esta herramienta, las curvas de activación muscular de los sujetos control se han contrastado con las encontradas en la literatura científica. En el caso de los pacientes, la validación de las curvas se ha realizado a través de los videos grabados durante la adquisición de las señales. Asimismo, se han validado otros parámetros relevantes; sin embargo, algunos, como la transformada wavelet, no han podido ser validados por la ausencia de referencias suficientes en la literatura disponible.

7.1. Sujetos control

7.1.1. Curvas de activación muscular

Los patrones de activación muscular observados en este estudio presentan similitudes con los reportados por Li et al. (2021). En su estudio, representado en la Figura 18, el gastrocnemio se activa durante la fase final de apoyo, aproximadamente entre el 40% y el 60% del ciclo de marcha, con un pico de activación adicional justo antes del despegue del pie, que se extiende hasta el inicio de la fase de oscilación, cubriendo del 60% al 100% del ciclo. Este patrón es consistente con la función del gastrocnemio en la generación de fuerza durante el empuje final del pie antes de que este abandone el suelo, así como en la estabilización durante la fase inicial de la oscilación. En contraste, los resultados de este estudio muestran que el gastrocnemio también presenta activación durante la fase final de apoyo, alrededor del 40% al 60% del ciclo de marcha, lo que coincide con lo descrito en la literatura. Sin embargo, en este estudio, la activación durante la fase de oscilación es menos pronunciada y se extiende de manera más continua hacia el final del ciclo.

En cuanto al tibial anterior, el estudio de Li et al. (2021) reporta una activación significativa durante la fase de oscilación inicial, que abarca aproximadamente del 60% al 100% del ciclo de marcha, y durante la fase de contacto inicial con el suelo, alrededor del 0% al 10% del ciclo. Este patrón de activación es necesario para levantar el pie durante la fase de oscilación y asegurar un contacto adecuado con el suelo, evitando el arrastre del pie. Sin embargo, en los resultados de este estudio, el tibial anterior presenta un patrón de activación más extendido, comenzando alrededor del 20% del ciclo de marcha.

7.1.2. Índices frecuenciales

Comparando los resultados frecuenciales obtenidos en este estudio con los obtenidos por Algaba-Vidoy et al., (2023) se observa una gran concordancia. Algaba-Vidoy et al. calcularon la densidad espectral de potencia y la frecuencia mediana de este espectro para los músculos involucrados en la marcha de 20 adultos controles. Como se mencionó previamente, la marcha humana se normaliza a partir de los ocho años, por lo que es posible realizar una comparación entre este grupo control y el grupo control de mayores de ocho años.

Para el Tibial Anterior obtuvieron un valor de la frecuencia mediana de 63.3 Hz mientras que para el Gastrocnemio Medial de 66.5 Hz. Estos valores son muy similares a los obtenidos en este estudio en el que se obtuvieron unos valores de 58.3 para el Tibial Anterior y de 60.1 para el Gastrocnemio. Las pequeñas diferencias podrían deberse a variaciones en la metodología o en la población, pero en general reflejan una activación muscular muy similar.

Por otro lado, Phinyomark et al. (2012) analizaron también las frecuencias medianas de diferentes músculos de la pierna en sujetos control y encontraron valores similares, confirmando que las frecuencias del tibial anterior y gastrocnemio presentan unos valores de 62.5 y 68.9 Hz respectivamente. Esto coincide con los resultados de Algaba-Vidoy et al., y con los reportados por este estudio.

7.1.3. Índices de Coactivación.

A continuación, se compararán los índices de coactivación obtenidos en este estudio con los reportados por Mari, S. et al. (2014). En su estudio, el grupo control consistió en 17 adultos sin patologías de entre 30 y 50 años. Los índices de coactivación reportados en su estudio son los siguientes:

- **Lado izquierdo:** 13.06
- **Lado derecho:** 10.23

Si se comparan los resultados obtenidos en ambos estudios, se puede apreciar una concordancia general en los índices de coactivación. En el lado izquierdo, nuestros resultados (12.4) son ligeramente inferiores a los reportados por Mari et al. (13.06), mientras que, en el lado derecho, nuestros valores (13.8) superan notablemente los obtenidos por ellos (10.23). Estas variaciones podrían interpretarse como una posible diferencia en la activación muscular de los sujetos evaluados, lo cual puede estar influido por factores como el rango de edad de los participantes o las características individuales del control motor. A pesar de estas diferencias, los valores globales de coactivación son comparables.

7.2. Sujetos con Parálisis Cerebral

7.2.1. Curvas de activación muscular

En primer lugar, se compararán las curvas de activación obtenidas para la hemiparesia izquierda con las capturas de video presentes en la Figura 49. Se puede observar cómo el comportamiento del tibial anterior y del gastrocnemio, evoluciona a lo largo del tiempo. En la primera imagen perteneciente al estado T0 (16/01/2024), el paciente presenta una postura menos controlada. Esto se refleja en las curvas, donde se aprecia una activación descoordinada del tibial anterior y el gastrocnemio. Se observa una mayor activación del gastrocnemio, especialmente en el lado derecho, lo que indica que este músculo está trabajando en exceso para estabilizar el pie durante la fase de apoyo. Además, la activación del tibial anterior es irregular, lo que puede dificultar la elevación adecuada del pie durante la fase de oscilación.

En la segunda imagen perteneciente al estado T1 (25/04/2024), se aprecia una postura corporal más estable y una marcha más coordinada. Las curvas muestran una activación más equilibrada y cercana a la banda de control, especialmente en el tibial anterior, que ahora parece activarse de manera más efectiva para permitir una mejor dorsiflexión del pie, ayudando a un contacto más adecuado con el talón. El gastrocnemio también muestra una activación más controlada, lo que sugiere una mejor estabilidad en la fase de apoyo. Sin embargo, en la tercera imagen perteneciente al estado T2 (06/06/2024), se observa un leve empeoramiento en la activación muscular, con un aumento en la activación del gastrocnemio. El tibial anterior también muestra una activación menos eficiente en

comparación con la etapa anterior, lo que podría dificultar nuevamente la dorsiflexión del pie.

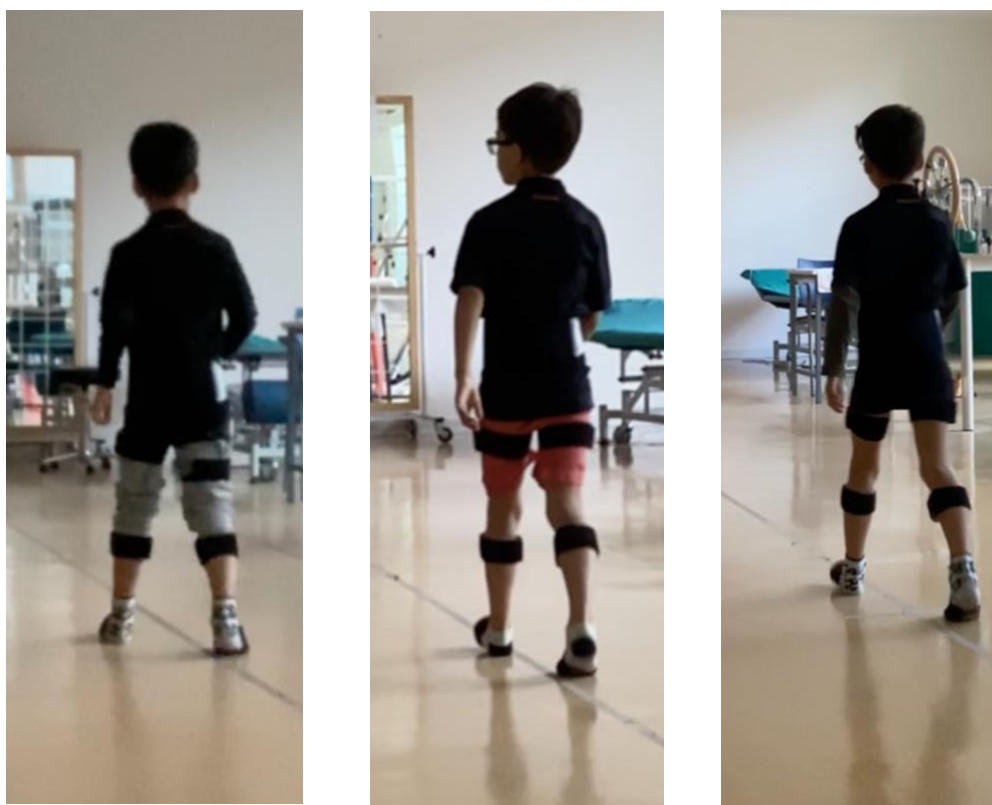


Figura 47: Capturas de video realizadas para los estados T0, T1 y T2 de una marcha hemiparética.

A continuación, se compararán las curvas de activación pertenecientes a una marcha diparética con las capturas presentes en la Figura 47. Se observa como en ambas ocasiones, el paciente está caminando en una postura de equino, lo que es evidente por la posición elevada del talón y el contacto del suelo con la parte delantera del pie.

En la imagen derecha correspondiente al Estado T1, se observa una clara posición de flexión plantar pronunciada, con el talón elevado del suelo. Este patrón significa que el gastrocnemio está altamente activo para mantener el pie en esta posición durante la mayor parte del ciclo de marcha. La curva de activación refuerza esta observación, mostrando una activación sostenida y prolongada del gastrocnemio, consistente con la imagen. Además, la curva revela una activación limitada del tibial anterior, lo que se alinea con la dificultad del niño para levantar el pie y mantenerlo en una posición neutral, resultando en un contacto predominante del antepié con el suelo, como se ve en la imagen.

En la imagen izquierda el niño muestra una postura más equilibrada, con el pie en una posición más cercana al suelo y menos flexión plantar extrema. Esto refleja una mejor coordinación entre el gastrocnemio y el tibial anterior. La curva correspondiente al estado T2, evidencia una disminución en la activación sostenida del gastrocnemio, indicando una menor rigidez en la marcha. Además, la curva muestra una activación más efectiva del tibial anterior durante la fase de oscilación, lo que ayuda a levantar el pie y evitar el arrastre. Esto se refleja en la imagen anterior, donde el pie parece estar en una posición más funcional y controlada durante la marcha.



Figura 48: Capturas de video tomadas para los estados T1 y T2 de una marcha diparética.

7.2.2. Índices de Coactivación

En cuanto a los índices de coactivación, los estudios de Ippersiel et al. (2024) y Verschuren et al. (2017) proporcionan información importante al discutir la diferencia entre los tipos de parálisis cerebral, como la diparesia y la hemiparesia izquierda, en distintos niveles del GMFCS. En los niños con diparesia, los índices de coactivación tienden a ser más elevados en niveles GMFCS III-V, con valores entre 45-55%, reflejando una mayor dificultad motora, especialmente durante la marcha.

En el caso de la hemiparesia izquierda, los índices de coactivación en el lado afectado también son altos, pero se observan diferencias significativas entre los niveles del GMFCS. En los niños con GMFCS I-II, los valores de coactivación para los músculos antagonistas suelen estar entre 40-50%, lo que indica una menor afectación motora en comparación con los niveles más altos del GMFCS. A medida que el nivel de afectación aumenta, también lo hace la coactivación, lo que refleja una mayor rigidez y falta de control motor selectivo en el lado afectado. En cambio, los niños con niveles más bajos en la escala GMFCS tienen una mejor capacidad para coordinar movimientos en el lado no afectado, lo que explica los índices de coactivación más bajos en comparación con los niños con diparesia.

Los resultados obtenidos en este estudio son similares, mostrando índices de coactivación de entre 42 y 48% para el caso de la hemiparesia y de entre 43.7 y 54.6% para el caso de la diparesia.

7.3. Sujetos con Marcha de Puntillas

7.3.1. Curvas de activación muscular

A partir de las capturas de video correspondientes a los estados T0 y T1 presentes en la Figura 48, se puede corroborar que las curvas de activación muscular, pertenecientes al paciente con ITW, previamente analizadas son coherentes con los patrones de marcha observados. En el estado T0, donde el sujeto se desplaza con una marcha de puntillas, se aprecia claramente que el pie no contacta completamente con el suelo, lo que sugiere un mayor esfuerzo del gastrocnemio para mantener la postura elevada durante la fase de apoyo. Esta posición coincide con lo que se observa a nivel de activación muscular en las curvas ya analizadas, donde el gastrocnemio muestra una activación elevada durante la fase de apoyo.

En las imágenes del estado T1, se observa una postura menos pronunciada en puntillas, lo que indica un cambio en el patrón de marcha. La reducción en la flexión plantar observada en esta fase implica que el tibial anterior está más involucrado en el control del pie durante la fase de balanceo, tal como se refleja en las curvas de activación, donde este músculo muestra una activación significativa.



Figura 49: Capturas de video tomadas para los Estados T0 y T1 de una Marcha de Puntillas.

7.3.2. Índices de coactivación

En cuanto a los índices de coactivación durante la marcha de puntillas en niños sin patologías, diversos estudios han arrojado resultados consistentes que revelan cómo esta actividad requiere una mayor activación simultánea de los músculos antagonistas. Por ejemplo, el estudio de Mengarelli et al. (2017) reportó que la coactivación del tibial anterior y el gastrocnemio durante la marcha de puntillas se encuentra en torno al 30-40%.

Los resultados obtenidos en este estudio son coherentes con esta tendencia. En particular, se encontró que los índices de coactivación fueron de 32-43%, lo cual se encuentra dentro de los rangos reportados por otros autores.

7.4. Limitaciones

Durante este proyecto se ha tenido que hacer frente a una serie de limitaciones que han influenciado en los resultados y las conclusiones obtenidas.

La principal limitación fue el número de sensores disponibles para la recolección de datos. Contar con más sensores habría permitido obtener las curvas de activación de un mayor número de músculos. Esto habría permitido realizar un análisis más profundo de cada paciente.

En segundo lugar, el reducido número de sujetos control en el estudio ha dificultado la comparación robusta entre los grupos de estudio. Un mayor número de sujetos control podría haber proporcionado resultados más significativos y generalizables, permitiendo una validación más sólida de las diferencias observadas entre los grupos.

La falta de diversidad en la base de datos recopilada ha limitado la capacidad de analizar diferentes variaciones de los patrones de marcha en niños con monoparesia y diparesia. Una base de datos más variada podría haber ofrecido una comprensión más completa y detallada de las diferencias individuales, mejorando la robustez y la aplicabilidad de los resultados del estudio.

8. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

8.1. Conclusiones

Para la elaboración de este proyecto, se ha desarrollado una herramienta que permite el preprocesamiento, la segmentación y el análisis de las señales de EMG, tanto en sujetos control como en pacientes con PC e ITW. De este modo, se ha conseguido crear una herramienta que permite la evaluación de tratamientos y la cuantificación de las decisiones terapéuticas en pacientes con patologías neurológicas. A continuación, se va a valorar el cumplimiento los objetivos específicos:

- I. Se han revisado diversos artículos, tesis y libros acerca del análisis de la marcha a partir de la señal de electromiografía, la PC y la ITW. A través de esta lectura, se ha estudiado el estado actual en el que se encuentra la PC y la ITW. A su vez, también se ha descubierto los pasos que se han de seguir para el preprocesamiento, análisis y segmentación de la señal de electromiografía.
- II. Se ha recogido una base de datos electromiográficos de patrones de marcha de los músculos tibial anterior y gastrocnemio medial. Esta base de datos cuenta con un total de 65 señales de EMG: 17 pertenecientes a sujetos control, 26 pertenecientes a pacientes con PC y 22 pertenecientes a pacientes con ITW.
- III. Se ha desarrollado una herramienta en el lenguaje de programación *Python* para el preprocesamiento y segmentación automática de datos electromiográficos previamente adquiridos. El preprocesamiento incluye la eliminación de artefactos de movimiento, el rectificado de la señal EMG y el cálculo de su envolvente, además de la eliminación del *offset* en la señal de velocidad angular correspondiente al eje X. En cuanto a la segmentación, se ha utilizado la señal de velocidad angular del eje X para detectar los máximos, que corresponden a la fase media de balanceo, y los mínimos. Estos mínimos han sido filtrados, de manera que el mínimo posterior al máximo se asocia con el contacto inicial, mientras que el anterior marca el inicio de la fase de balanceo. Por último, se han obtenido las curvas de activación de los músculos mencionados anteriormente.
- IV. Se ha desarrollado una segunda herramienta en el mismo lenguaje de programación para el análisis de los patrones de la marcha utilizando diversas métricas. Las métricas analizadas incluyen la densidad espectral de potencia, evaluada mediante dos índices: la frecuencia mediana de potencia y el porcentaje de la potencia total contenida en el rango de frecuencias bajas. Asimismo, se ha representado el escalograma generado a través de la Transformada Wavelet Continua. Finalmente, se ha calculado el índice de coactivación muscular para cada lado del cuerpo.
- V. Se han evaluado los resultados obtenidos y contrastado con estudios previos para verificar su coherencia. Se observó que las curvas de activación generadas coinciden con los estudios reportados en la literatura. Además, se identificaron diferencias significativas en los índices analizados entre los sujetos de control y los pacientes con PC e ITW. En estos pacientes, se detectó un incremento en el índice de coactivación muscular, así como en la potencia total contenida en el rango de frecuencias bajas. Por otro lado, la frecuencia mediana de potencia se encontró disminuida.
- VI. Se ha implementado esta metodología en el servicio de Rehabilitación del Hospital Río Hortega de Valladolid. Su rápido desarrollo ha permitido que un gran número de

los participantes del estudio se hayan visto beneficiados llegando incluso a cambiar su tratamiento después de discutir los resultados obtenidos con el equipo médico.

8.2. Líneas futuras

Teniendo en cuenta las limitaciones identificadas en este estudio, se proponen las siguientes líneas futuras para mejorar y ampliar la investigación sobre la marcha en niños con PC e ITW:

- **Incremento en el número de sensores:** Una futura línea de investigación debería enfocarse en la utilización de un mayor número de sensores para la recolección de datos. Esto permitiría capturar información de un mayor número de músculos. El uso de sensores adicionales puede proporcionar una visión más completa de los movimientos y ayudar a identificar detalles que pueden haber sido omitidos debido a la falta de suficientes dispositivos en este estudio.
- **Ampliación del número de sujetos control:** Es fundamental aumentar el número de sujetos control en estudios futuros. Un mayor grupo de control permitiría realizar comparaciones más robustas y generalizables, mejorando la validez de los resultados.
- **Diversificación de la base de datos:** Se recomienda expandir la base de datos para incluir una mayor diversidad de sujetos. Esto incluye un mayor número de sujetos con monoparesia y diparesia. Una base de datos más variada permitirá un análisis más completo y detallado de las diferencias individuales, mejorando la capacidad para identificar subgrupos específicos dentro de la población de estudio y desarrollando intervenciones más personalizadas y efectivas.
- **Desarrollo de una red neuronal predictiva:** Se propone desarrollar una red neuronal que, introduciéndole las señales de EMG con etiquetas proporcionadas por un experto, sea capaz de predecir la necesidad de realizar intervenciones específicas, como la administración de toxina botulínica o la neuromodulación, en los pacientes.
- **Estudio más profundo de los índices frecuenciales y análisis mediante wavelets:** Una línea de investigación futura debería centrarse en un análisis más exhaustivo de los índices frecuenciales y de las transformadas wavelet obtenidas a partir de las señales de EMG. Estos métodos proporcionan una gran cantidad de información sobre la dinámica de los músculos y su actividad, permitiendo identificar patrones complejos que pueden no ser detectables con otras técnicas. Un estudio más detallado de estos parámetros podría ofrecer una mejor comprensión de la fatiga muscular, la coordinación intermuscular y las posibles disfunciones que se producen en pacientes con monoparesia y diparesia.

9. BIBLIOGRAFÍA

- Alvarez, C., De Vera, M., Beauchamp, R., Ward, V., & Black, A. (2007). Classification of idiopathic toe walking based on gait analysis: Development and application of the ITW severity classification. *Gait & Posture*, 26(3), 428-435. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.011>
- Al-Zwaini, I. J. (2018). *Cerebral Palsy: Clinical and Therapeutic Aspects*. BoD – Books on Demand.
- Bonnefoy-Mazure, A., Sagawa, Y., Lascombes, P., Coulon, G. D., & Armand, S. (2014). Gait classification in cerebral palsy using multiple correspondence analysis. *Gait & Posture*, 39, S24.
- Bowman, T., Pergolini, A., Carrozza, M. C., Lencioni, T., Marzegan, A., Meloni, M., Vitiello, N., Crea, S., & Cattaneo, D. (2024). Wearable biofeedback device to assess gait features and improve gait pattern in people with parkinson's disease: A case series. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 21, 110. <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01403-z>
- Cans, C. (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe: A collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42(12), 816-824. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2000.tb00695.x>
- Cuenot, M. (2018). Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 39(1), 1-6. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(18\)88602-9](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(18)88602-9)
- Dave, H. D., Shook, M., & Varacallo, M. (2024). Anatomy, Skeletal Muscle. En *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537236/>
- de Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., & Xenakis, A. P. (1982). Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *The Journal of Physiology*, 329(1), 113-128. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1982.sp014293>
- Dzienkowski, R. C., Smith, K. K., Dillow, K. A., & Yucha, C. B. (1996). Cerebral palsy: A comprehensive review. *The Nurse Practitioner*, 21(2), 45-48, 51-54, 57-59; quiz 60-61. <https://doi.org/10.1097/00006205-199602000-00004>
- Gao, S., Chen, J., Dai, Y., & Hu, B. (2022). Gait Characteristics. En S. Gao, J. Chen, Y. Dai, & B. Hu (Eds.), *Wearable Systems Based Gait Monitoring and Analysis* (pp. 7-25). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-97332-2_2
- Gharehbolagh, S. M. (s. f.). *Muscle co-activation during gait in children with cerebral palsy*.
- Go, S. A., Coleman-Wood, K., & Kaufman, K. R. (2014). Frequency analysis of lower extremity electromyography signals for the quantitative diagnosis of dystonia. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 24(1), 31-36. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.11.002>
- Gulati, S., & Sondhi, V. (2018). Cerebral Palsy: An Overview. *The Indian Journal of Pediatrics*, 85(11), 1006-1016. <https://doi.org/10.1007/s12098-017-2475-1>
- Halaki, M., & Gi, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? En G. R. Naik (Ed.), *Computational Intelligence in Electromyography Analysis—A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. InTech. <https://doi.org/10.5772/49957>
- Jankovic, J., Mazziotta, J. C., Pomeroy, S. L., Newman, N. J., & Bradley, W. G. (Eds.). (2022). *Bradley and Daroff's neurology in clinical practice* (Eighth edition). Elsevier.

- Karlsson, J. S., Östlund, N., Larsson, B., & Gerdle, B. (2003). An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(5), 461-468. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00063-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00063-4)
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1.
- Kristinsdóttir, K., Ruiperez-Campillo, S., & Helgason, T. (2023). *Quantifying Spasticity: A Review*. <https://doi.org/10.5772/intechopen.112794>
- Kumar, S. (Ed.). (2017). *Electromyography In Ergonomics*. Routledge. <https://doi.org/10.1201/9780203758670>
- Mitchell, L. E., Ziviani, J., & Boyd, R. N. (2015). Characteristics associated with physical activity among independently ambulant children and adolescents with unilateral cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 57(2), 167-174. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12560>
- Morris, C. (2007). Definition and classification of cerebral palsy: A historical perspective. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(s109), 3-7. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12609.x>
- O'Byrne, J. M., Jenkinson, A., & O'Brien, T. M. (1998). Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyzer. *Journal of Child Neurology*, 13(3), 101-108. <https://doi.org/10.1177/088307389801300302>
- Oetgen, M. E., & Peden, S. (2012). Idiopathic toe walking. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 20(5), 292-300. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-20-05-292>
- Papageorgiou, E., Nieuwenhuys, A., Vandekerckhove, I., Van Campenhout, A., Ortibus, E., & Desloovere, K. (2019). Systematic review on gait classifications in children with cerebral palsy: An update. *Gait & Posture*, 69, 209-223. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.038>
- Phothirook, P., Amatachaya, S., & Peungsuwan, P. (2023). Muscle Activity and Co-Activation of Gait Cycle during Walking in Water and on Land in People with Spastic Cerebral Palsy. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(3), Article 3. <https://doi.org/10.3390/ijerph20031854>
- Rajtůková, V., Michalíková, M., Bednarčíková, L., Balogová, A., & Živčák, J. (2014). Biomechanics of Lower Limb Prostheses. *Procedia Engineering*, 96, 382-391. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.12.107>
- Ruzbarsky, J. J., Scher, D., & Dodwell, E. (2016). Toe walking: Causes, epidemiology, assessment, and treatment. *Current Opinion in Pediatrics*, 28(1), 40-46. <https://doi.org/10.1097/MOP.0000000000000302>
- Sadowska, M., Sarecka-Hujar, B., & Kopyta, I. (2020). <p>Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options</p>. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, 16, 1505-1518. <https://doi.org/10.2147/NDT.S235165>
- Shelly, A., Davis, E., Waters, E., Mackinnon, A., Reddihough, D., Boyd, R., Reid, S., & Graham, H. K. (2008). The relationship between quality of life and functioning for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(3), 199-203. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.02031.x>

- Shiavi, R., Frigo, C., & Pedotti, A. (1998). Electromyographic signals during gait: Criteria for envelope filtering and number of strides. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 36(2), 171-178. <https://doi.org/10.1007/BF02510739>
- Stulen, F. B., & De Luca, C. J. (1981). Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-28(7), 515-523. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1109/TBME.1981.324738>
- Torrence, C., & Compo, G. P. (1998). A Practical Guide to Wavelet Analysis. *Bulletin of the American Meteorological Society*, 79(1), 61-78. [https://doi.org/10.1175/1520-0477\(1998\)079<0061:APGTWA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1175/1520-0477(1998)079<0061:APGTWA>2.0.CO;2)