

**PATRONES DE ACTIVIDAD MUSCULAR EN MIEMBROS INFERIORES DURANTE LA
MARCHA HUMANA BAJO CONDICIONES DE ALIVIO DE CARGA CORPORAL**

HÉCTOR IVAN HOYOS DAZA



PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA
BOGOTÁ D.C
2014

**PATRONES DE ACTIVIDAD MUSCULAR EN MIEMBROS INFERIORES DURANTE LA
MARCHA HUMANA BAJO CONDICIONES DE ALIVIO DE CARGA CORPORAL**

HECTOR IVAN HOYOS DAZA

TRABAJO DE GRADO

DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO:
Ing. GERMÁN YAMHURE KATTAH

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA
BOGOTÁ D.C
2014

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA

**FACULTAD INGENIERÍA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

Rector Magnífico: P. Jorge Humberto Pelaez Piedrahita, S.J..

Decano Académico Facultad de Ingeniería: Ing. Jorge Luis Sánchez Téllez

Decano del Medio Universitario: Padre Antonio José Sarmiento S. J.

Director de Departamento: Ing. Fredy Orlando Ruiz Palacios

Director de Carrera: Ing. Jairo Alberto Hurtado Londoño

Director del Proyecto: Ing. Germán Yamhure Kattah

NOTA DE ADVERTENCIA

“La Universidad no se hace responsable de los conceptos emitidos por algunos de sus alumnos en los proyectos de grado. Solo velará porque no se publique nada contrario al dogma y la moral católica y porque no contengan ataques o polémicas puramente personales. Antes bien, que se vea en ello el anhelo de buscar la verdad y la justicia.”

Artículo 23 de la Resolución No. 13, del 6 de julio de 1946, por la cual se reglamenta lo concerniente a Tesis y Exámenes de Grado en la Pontificia Universidad Javeriana.

AGRADECIMIENTOS

Por su paciencia y apoyo incondicional agradezco eternamente a mis padres, este trabajo es también fruto de su constante dedicación. Al ingeniero Andrés Salguero, pues el diseño y las bases de éste trabajo fueron idea suya. A mi profesor y director de tesis, ingeniero Germán Yamhure, por su inmenso apoyo y guía en cada una de las etapas del proyecto.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MARCO TEÓRICO.....	2
2.1 Fundamentos de la electromiografía en el estudio de la marcha humana.....	2
4.11 Requerimientos técnicos para la SEMG durante la marcha.....	2
4.12 Procesamiento de las señales SEMG locomotoras.....	3
2.2 Análisis de los artículos base del proyecto.....	4
2.3 Fisiología de la señal electromiográfica.....	6
2.31 Tejido muscular.....	6
2.311 Tipos de tejido muscular.....	6
2.312 Funciones del tejido muscular.....	7
2.313 Propiedades del tejido muscular.....	8
2.32 Unidad Motora.....	8
2.33 Potencial de Acción.....	9
2.331 El modelo Hodgkin-Huxley.....	10
2.332 Propagación del AP a través de las fibras musculares.....	10
2.4 Características de la señal electromiográfica.....	11
2.41 Superposición de potenciales de acción en las unidades motoras.....	11
6.22 Frecuencia de disparo y reclutamiento de los MUAPs.....	11
2.5 La marcha humana normal.....	12
2.51 El ciclo de la marcha.....	14
2.6 Electrónica involucrada en la adquisición de las señales EMG.....	15
2.61 Electroodos.....	15
2.62 Amplificador de front-end.....	17
2.63 Especificaciones de los filtros del sistema de front-end.....	19
2.631 Aislamiento.....	19
2.632 Interferencias.....	19
2.633 Amplificador de aislamiento.....	20
2.634 Protección contra sobretensiones.....	21
6.64 Muestreo y conversión A/D.....	22
3. ESPECIFICACIONES.....	22
4. DESARROLLOS.....	27
4.1 Etapa de procesamiento.....	30
4.2 Etapa de análisis estadístico.....	36
5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	37
5.1 Patrones de activación muscular.....	37
5.2 Actividad integral durante las fases de la marcha.....	41
6. CONCLUSIONES.....	44
ANEXO I. Protocolo de instrumentación para la toma de medidas relevantes al estudio de la marcha en el sistema IBWS.....	46
ANEXO II. Protocolo de puesta a punto, funcionamiento del sistema IBWS y recolección de la información.....	52
9. BIBLIOGRAFÍA.....	60

1. INTRODUCCIÓN

Aproximadamente el 80% de las personas después de un accidente recuperan alguna función locomotora, aunque muchos presentan en la marcha déficits significativos, incluyendo la reducción de velocidad de la marcha y anomalías espacio-temporales [1]. Para mejorar la marcha después del accidente, el uso del entrenamiento locomotor (LT) realizado en una caminadora o en superficie ha sido objeto de considerable atención [1]. El LT consiste en tareas específicas de entrenamiento de la marcha, que refuerzan las entradas sensorio-motoras específicas asociadas con la locomoción erguida. El LT ha demostrado en el rendimiento mayores incrementos en la capacidad locomotora que protocolos de rehabilitación convencionales, con el alcance de las mejoras dependientes de la gravedad de los déficits de la marcha [1]. Proporcionar el apoyo de peso también puede permitir LT a mayores velocidades en la cinta de correr, que es un parámetro crítico para facilitar la recuperación locomotora [1].

Debido a que se ha dedicado poca atención a la habilitación de la tecnología de entrenamiento robótico-asistido de apoyo de peso corporal en los trastornos de la marcha a partir de un origen ortopédico, se realiza un estudio novedoso en la Pontificia Universidad Javeriana [2] cuyas características incluyen una reducción en la rigidez del diseño, separando los requisitos funcionales de los mecanismos de actuación para la fijación pélvica, de forma que el apoyo del peso corporal se pueda asignar a diferentes dispositivos de soporte de pelvis, como órtesis existentes o un nuevo soporte pélvico diseñado. Dicho enfoque permite estudiar la marcha del paciente al usar cualquiera de los dispositivos de soporte. Las principales estrategias para conservar la energía durante la marcha son la rotación pélvica en el plano horizontal y frontal, la rotación del tobillo en el plano sagital y la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha [2]. Estas estrategias se alteran cuando la marcha en los pacientes de rehabilitación robótica es compatible con arneses de torso y pelvis [2]. Un enfoque más anatómico y fisiológico de la carga de peso es proporcionar apoyo a una orientación directa de la pelvis, mientras que los mecanismos de conservación de la energía se conservan [2]. Los objetivos de diseño fueron proveer soporte al cuerpo, mientras que se conservaba el movimiento de la pelvis. Este diseño ofrece tres grados de libertad de traslación y dos grados de libertad pasivos [2].

Posterior al desarrollo del sistema isquiático de soporte de peso corporal (IBWS) desarrollado en la Pontificia Universidad Javeriana, se plantea la necesidad de conocer las características de los patrones de activación muscular de las señales electromiográficas de superficie (SEMG) de los músculos de los miembros inferiores, como un indicador del efecto en la caminata derivado del sistema. Para poder acceder a las señales SEMG de interés es preciso en principio, desarrollar la electrónica de captación y adecuación de la señal –función desarrollada por el electromiógrafo- basada en el conocimiento del origen y comportamiento de dicha señal biológica. En éste apartado se hace un reconocimiento fisiológico y biofísico de la señal electromiográfica, igualmente se resumen sus características más sobresalientes. Luego se estudian generalidades de los elementos y procedimientos involucrados en la etapa de captación/adecuación de la señal, tales como electrodos, amplificador de front-end, filtros de front-end y conversión análoga digital (ADC).

Además se hace imperante reconocer las precauciones de seguridad que se han de implementar, debido a que el sujeto de estudio es el cuerpo humano, de forma que se logre aislar completamente la etapa previa de captación/adecuación de la electrónica de digitalización y procesamiento posterior. Se revisan las técnicas usuales implementadas a la hora de proveer aislamiento, como lo son los amplificadores de aislamiento por opto acopladores y por transformadores. Igualmente se hace una breve descripción de la anatomía de los miembros inferiores, la ubicación de los electrodos, y del ciclo de marcha. En la última etapa de digitalización y procesamiento se busca el análisis de la información adquirida previamente, con el fin de hallar a través de los ciclos de la marcha los patrones de las señales deseadas. Motivo por el cual se revisan

las técnicas implementadas por [3] [4] para la clasificación de las señales y extracción de parámetros.

Igualmente, teniendo en cuenta que el dispositivo con el que se cuenta es una tecnología novedosa y única en su tipo, se plantea la implementación de un modelo que permita a través de la experimentación la extracción de las señales SEMG en sincronismo con todas las fuentes de información inherentes al dispositivo IBWS, como base de referencia para trabajos futuros que busquen analizar todos los efectos que el sistema imprime en la marcha humana.

Conforme lo antes mencionado, entonces se propone como objetivo general caracterizar los patrones de activación de las señales electromiográficas de superficie en miembros inferiores, durante la marcha humana asistida con alivio de carga corporal. Y por tanto como logros específicos a alcanzar para la consecución del objetivo primordial se tendrían: Establecer el número de canales y ubicación anatómica para el registro de la actividad electromiográfica de superficie, la medición de las señales electromiográficas de superficie en miembros inferiores mediante un electromiógrafo, integración de los módulos de adecuación de señal y aislamiento (electromiógrafo) al sistema de adquisición estándar DataLink ALK900 del fabricante Biometrics Ltd, para posteriormente desarrollar algoritmos de procesamiento de señales EMG que permitan reducir el componente de ruido debido a artefactos (producto del movimiento del sujeto) y a otras causales fisiológicas presentes en la señal, algoritmos para la clasificación de las señales EMG correspondientes a los grupos musculares activados durante la marcha. Finalmente se diseñaría la estructura metodológica para el estudio de las señales EMG en el laboratorio de marcha asistida del Depto. de Electrónica.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 FUNDAMENTOS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA EN EL ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA

Una de las áreas clínicas de la SEMG, a la que se refiere usualmente como kinesiología de EMG, está relacionada con la grabación dinámica de las salidas motoras durante movimientos ocasionales de complejidad variable [5]. La información diagnóstica está principalmente relacionada con la caracterización funcional y fisiología del disturbio de la marcha.

2.11 Requerimientos técnicos para la SEMG durante la marcha:

En la mayoría de laboratorios de marcha las señales mioeléctricas de superficie son recolectadas por 8-12 sets de electrodos de Ag/AgCl ubicados en configuración bipolar y conectados a un preamplificador posicionado a unos pocos centímetros de los puntos de contacto [5]. A través de cables adecuados el amplificador es unido a una unidad portable al tronco, la cual envía las señales grabadas a un módulo de recepción [5]. Las conexiones entre la unidad portable y la receptora se realizan mediante cables, fibra óptica o radio-telemetría. En todos los casos se deben efectuar procedimientos especiales antes de la transmisión de los datos, los cuales consisten en el muestreo, conversión análoga digital, multiplexación y codificación [5]. La amplificación subsiguiente, filtrado y en algunos casos conversión digital análoga, son implementadas en el módulo de recepción.

- Adquisición por múltiples canales: La necesidad de grabar señales SEMG por múltiples canales es inherente a la aproximación kinesiológica, la cual está pensada en proveer una descripción simultánea de la distribución temporal y espacial de múltiples actividades musculares, como una base para entender la sinergia presente en actividades específicas [5]. Como regla general, se monitorean simultáneamente músculos representativos de la cadera y pares de músculos flexores y extensores del muslo y de la pierna [5].

- Procedimientos de grabación: La implementación de técnicas de grabación superficiales requiere atención particular a todos los tipos de artefactos que pueden corromper la señal y producir resultados inesperados [5]. Indicaciones específicas y sugerencias en éste apartado se pueden encontrar en el reporte del proyecto europeo SENIAM (Hermens and Freriks, 1997) [6]. Un criterio general es que los electrodos deben ser localizados a mitad de camino entre el punto final de la unidad motora y la juntura tendón-músculo [7]. Con ésta localización, los electrodos han de percibir todas las señales de las diferentes fibras musculares propagándose en la misma dirección, junto con la minimización del efecto de supresión de potenciales de acción de unidades motoras mutuas [5]. Una prevención que se debe considerar es que con el movimiento la parte altamente tendinosa del músculo no alcance la zona de grabación de la señal EMG [5].

- Efectos por excesivo estrés al paciente: En el análisis clínico de la marcha el análisis de las SEMG es recolectado simultáneamente con descriptores cinemáticos y cinéticos de los movimientos locomotores [5]. Dichas señales se pueden obtener por microswitches fijados en la planta del pie, plantillas multisensoras, plataformas de reacción del suelo, electrogoniómetros o sistemas de análisis por video [5]. La adopción de las estrategias antes mencionadas puede generar efectos colaterales como por ejemplo la generación de fatiga en el paciente y perjuicios en su habilidad para desarrollar la actividad locomotora [5]. Por lo tanto un factor crucial para un sistema de EMG aplicado en el análisis de marcha es el mínimo de estrés, lo cual se puede conseguir al adoptar pequeños preamplificadores integrados dentro de los electrodos, cables ligeros y flexibles, y dispositivos portables de comunicación -de peso relativamente bajo- a una unidad receptora fija por radiotelemedría [5].

- Repetitividad: El uso clínico de los datos de la SEMG recolectados en laboratorio requiere que una colección de datos y un procesamiento estándar sean adoptados para asegurar que la información relevante se preserve, y pueda ser interpretada por médicos a la luz de su experiencia profesional además de poder ser transferible a otros laboratorios [5].

2.12 Procesamiento de las señales SEMG locomotoras:

- Filtraje: En la mayoría de estudios las señales EMG crudas son rectificadas y filtradas por un filtro pasa bajo, con el fin de obtener la envolvente de la señal EMG. La escogencia de los parámetros de los filtros de suavizado debe tener en cuenta el contenido de frecuencia de la información deseada. Frecuencias de corte muy bajas (por ejemplo 3 Hz) se han propuesto en el análisis de los componentes de la EMG que puedan estar relacionados al movimiento observado [8]. Con referencia a la caminata natural, se ha encontrado que, dependiendo del músculo y de la edad del sujeto, la frecuencia de la envolvente de la EMG que incluye el 95% de la energía de la señal puede ser considerablemente diferente, variando desde 3.8 Hz (gastrocnemio lateral en sujetos jóvenes) hasta 12.8 Hz (isquiotibiales lateral en sujetos mayores) [9]. De acuerdo al mismo estudio, dicha frecuencia de la envolvente puede incluso ser mayor en la marcha patológica, alcanzando valores que en el isquiotibiales lateral puede ser de 26.0 Hz en pacientes con ataxia cerebral¹, y 33.8 Hz en pacientes con enfermedad de Parkinson. Dichos hallazgos demuestran que información útil se puede perder si se aplica un inadecuado filtro de envolvente [5].

En adición a todo el perfil de reclutamiento, los tiempos de encendido y apagado de la actividad muscular pueden ser afectados de manera considerable por procedimientos de filtrado, [10] ya que las fases de la actividad muscular llegan a ser más suaves en amplitud y más largas en duración en lo que la frecuencia de corte del filtro pasa bajos es reducida.

¹ De MedlinePlus, Información de salud para usted. "Ataxia cerebelosa aguda": Es el repentino movimiento muscular descoordinado debido a una enfermedad o lesión al cerebelo en el cerebro. [En línea]. Disponible en <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/001397.htm>.

Para evitar la sobreestimación de la duración de las fases de actividad, la mínima frecuencia de corte para una envolvente de una SEMG fue sugerida alrededor de 9 Hz, en lo que se refiere a la caminata de sujetos sanos y jóvenes [5].

- Promedio: Es aplicado usualmente a señales SEMG cuando éstas están relacionadas a eventos cíclicos, como al número de pasos en la caminata [5]. El objetivo es obtener un patrón de activación característico en el cual los componentes aleatorios de variabilidad son removidos [5]. Para lograrlo se aplica de forma preliminar un proceso de normalización a todas las señales grabadas en la búsqueda de la identificación de eventos repetitivos, que en el análisis de marcha se representan usualmente por el contacto inicial con el suelo [5]. La interpolación lineal de los puntos de datos se desarrolla entonces para reconstruir cada época de la señal al mismo número de puntos de datos. Por lo tanto, se promedian todos los puntos de datos correspondientes, y una desviación estándar se computa usualmente como una medida de variabilidad [5].

Para velocidades de caminata natural, el número óptimo de ciclos de zancada para la producción de un perfil promedio de EMG se sugirió que fuese de 20 por [11] y de 6-10, con diferencias para diferentes músculos [12].

- Normalización de la amplitud: Una manera de hacer las señales SEMG comparables entre músculos y sujetos es normalizar la amplitud de la señal envolvente a una referencia de amplitud, obtenida en una situación controlada y bien conocida [5]. Uno de los criterios propuestos es la de normalizar a la máxima actividad registrada al desarrollar el ensayo de caminata, o el del valor promedio de numerosas muestras [5].

- Procesamiento en el dominio de la frecuencia: El análisis de los datos de la SEMG en el dominio de la frecuencia no ha sido ampliamente aplicado a las tareas locomotoras debido a la naturaleza no estacionaria de las señales, lo que requeriría análisis de periodos muy cortos de tiempo. Dicho inconveniente puede ser superado eficientemente al usar la transformación wavelet, por la cual la señal EMG es descompuesta en sus intensidades, tanto en tiempo como en frecuencia [5].

2.2 ANÁLISIS DE LOS ARTÍCULOS BASE DEL PROYECTO

Teniendo en cuenta que el marco de desarrollo del proyecto se basa en los estudios realizados por un lado por Hidler, Wall en [3] y por el otro lado por Barroso et al. en [4], para la caracterización de los patrones de activación de las señales EMG en el dispositivo Lokomat, se hace preciso resaltar las características relevantes de dichos estudios junto con los logros alcanzados. Igualmente, ya que el dispositivo robótico empleado para la asistencia de la marcha en los artículos consultados es diferente del empleado en el proyecto, se presenta una breve descripción del dispositivo en cuestión. Según la presentación del producto de la compañía Hocoma, Lokomat (imagen 1) es una órtesis de marcha impulsada que automatiza la terapia de locomoción en una cinta para correr y mejora la eficiencia del entrenamiento en dicha cinta. Lokomat mejora el resultado de la terapia al proveer alta intensidad, entrenamiento individualizado en un ambiente motivacional de constante realimentación.



Imagen 1. Robot Lokomat².

Parte de la información técnica del dispositivo Lokomat® Pro, se consigna en la siguiente tabla:

Características principales	<ul style="list-style-type: none"> - Ortesis impulsada (robot de caminata) con unidades eléctricas en la juntas de la rodilla y la cadera con 4 transductores de fuerza con 4 amplificadores. - La ortesis es adaptable a sujetos con longitudes de fémur de 35-47 cm y ancho de pelvis de 29-51cm. - Realimentación del desempeño con ejercicios funcionales y juegos entrenados para la motivación del paciente. - Herramientas de asistencia y reporte para grabar el desempeño del paciente. - Módulo opcional FrD para impulsar movimientos de la pelvis, de forma de guía pasiva para los movimientos abducción/aducción de la pelvis y sincronización lateral con el soporte de peso corporal.
Cinta para correr	<ul style="list-style-type: none"> - Rango de velocidad de 0-10 km/h (en Lokomat máximo 3.2 km/h).
Soporte de peso corporal	<ul style="list-style-type: none"> - Elevación del paciente operada eléctricamente con descarga estática y dinámica. - Máximo peso del paciente 135 kg. - Rango de soporte de peso corporal de 0 a aproximadamente 85 kg, continuamente ajustable sin interrupción del entrenamiento. - Soporte de peso casi constante y bajas fuerzas de inercia. - Control por computador a través de la unidad operativa de Lokomat. - Visualización electrónica del paciente y de la descarga de peso.

Tabla 1. Información técnica dispositivo Lokomat® Pro.

A continuación se destacan las principales características de los estudios recopilados como base del desarrollo del proyecto:

Titulo	Autor(es)	Año	Generalidades
Alterations in EMG Patterns During Robotic Assisted Walking	A.E. Wall, J. M. Hidler	2004	Este estudio se enfoca en la efectividad del dispositivo Lokomat. Se compararon los patrones de activación muscular generados en sujetos normales al caminar en una cinta para correr con los exhibidos durante la caminata con Lokomat. Los resultados mostraron diferencias significativas en los patrones de cansancio muscular en ciertas partes del ciclo de caminata entre la cinta para correr y la caminata con Lokomat. Ya que la órtesis robótica limita los grados de libertad de la pierna y la pelvis, lo que lleva a cambios en el patrón natural de caminata.
Influence of the robotic exoskeleton Lokomat on the control of human gait: an electromyographic and kinematic analysis	Filipe Barroso, C. Santos, J. C. Moreno	2013	El objetivo principal de este trabajo fue conocer los principios básicos que el sistema nervioso humano emplea para sincronizar la actividad muscular durante la marcha con la asistencia de Lokomat. Se analizan los patrones de activación muscular para tres velocidades de caminata en cinta de correr y con tres patrones de carga del Lokomat. Incluye una descripción detallada de las respuestas miográficas y biomecánicas a las variaciones en la asistencia robótica en los seres humanos.

Tabla 2. Generalidades de los artículos base del proyecto.

² Imagen extraída de <http://fundacionbelen.org/wp-content/uploads/2013/03/lokomat.jpg>

A continuación se relacionan los músculos de estudio en cada uno de los artículos:

Titulo	Autor(es)	Año	Músculos de estudio
Alterations in EMG Patterns During Robotic Assisted Walking	A.E. Wall, J. M. Hidler	2004	<ul style="list-style-type: none"> - Gastrocnemio / gemelo. - Tibial anterior. - Aductor largo. - Recto interior/recto femoral. - Isquiotibiales / semitendinoso. - Semimembranoso. - Bíceps femoral. - Vasto lateral. - Glúteo medio. - Glúteo mayor.
Influence of the robotic exoskeleton Lokomat on the control of human gait: an electromyographic and kinematic analysis	Filipe Barroso, C. Santos, J. C. Moreno	2013	<ul style="list-style-type: none"> - Recto femoral. - Vasto lateral. - Semitendinoso. - Bíceps femoral. - Gastrocnemio medial. - Gastrocnemio lateral. - Tibial anterior.

Tabla 3. Músculos de estudio en los artículos base del proyecto.

En la siguiente tabla se mencionan las diferencias encontradas para la caminata con el sistema de alivio de carga corporal y en trotadora, respecto a la activación muscular en los miembros inferiores, para los artículos base:

Artículo	Autor	Fecha	Resultados
Alterations in EMG Patterns During Robotic Assisted Walking	A.E. Wall, J. M. Hidler	2004	<ul style="list-style-type: none"> - La activación muscular aumentó con el aumento de la velocidad, tanto en la marcha normal como la asistida. - Para todas las condiciones más la velocidad, los músculos recto femoral, vasto lateral, glúteo medio y glúteo mayor presentaron mayor actividad para la marcha asistida frente a la marcha normal. - Para todas las condiciones más la velocidad, los músculos gastrocnemio, abductor largo y tibial anterior presentaron menor actividad para la marcha asistida frente a la marcha normal.
Influence of the robotic exoskeleton Lokomat on the control of human gait: an electromyographic and kinematic analysis	Filipe Barroso, C. Santos, J. C. Moreno	2013	<ul style="list-style-type: none"> - La activación muscular aumentó con el aumento de la velocidad, tanto en la marcha normal como la asistida. - Para todas las condiciones más la velocidad, los músculos recto femoral y vasto lateral presentaron mayor actividad para la marcha asistida frente a la marcha normal. - Para todas las condiciones más la velocidad, los músculos gastrocnemio medial, gastrocnemio lateral y tibial anterior presentaron menor actividad para la marcha asistida frente a la marcha normal. - En general para los músculos semitendinoso y bíceps femoral se obtuvieron patrones de activación similares para todas las condiciones más velocidad.

Tabla 4. Resultados en la activación muscular en las extremidades inferiores para los artículos base.

2.3 FISIOLÓGÍA DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

2.31 TEJIDO MUSCULAR

Se compone por las fibras musculares o miocitos, abarca cerca del 40% de la masa de los seres humanos y su función principal es la de contracción [16]. La célula muscular en general se conoce como fibra muscular. El resultado del movimiento en los animales es producto del efecto alterno de contracción y relajación de los músculos. La fuerza muscular ejercida por éstos es evidencia de la transformación de energía química en energía mecánica para generar movimiento [16].

2.311 Tipos de tejido muscular

Existen tres tipos de tejido muscular (imagen 3): Esquelético, cardiaco (se componen de células musculares estriadas, son involuntarios, están formados por una fibra especial llamada miocardio) y liso (se componen de células musculares sin estrías, su característica principal es que son involuntarios, por lo que forman parte de las paredes de los órganos del cuerpo, así como de conductos tales como venas y arterias).

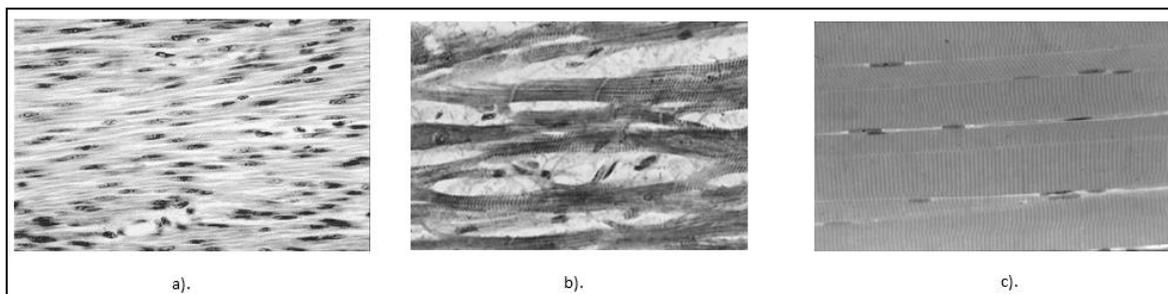


Imagen 2. Tipos de tejidos musculares. a). Tejido muscular liso. b). Tejido muscular cardiaco. c). Tejido muscular esquelético³.

En el tejido muscular esquelético (imagen 4), la actividad puede ser controlada de forma consciente por neuronas que son parte del sistema nervioso somático [16]. Sin embargo algunos músculos pueden ser controlados de forma subconsciente, por ejemplo el diafragma. El sistema nervioso somático es el encargado de recibir los impulsos provenientes del medio ambiente y de los órganos internos, codificar la información y producir una respuesta adecuada a través de los órganos efectores [16].

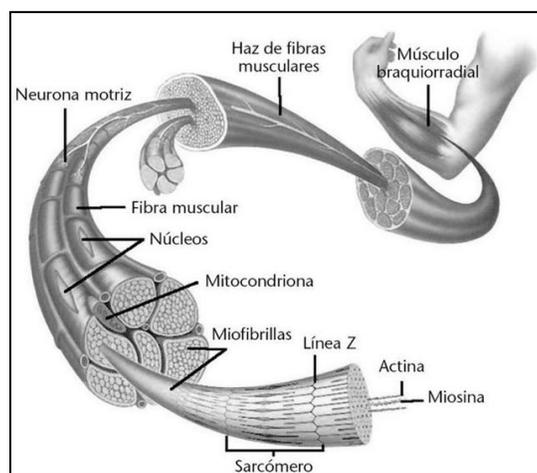


Imagen 3. Tejido muscular esquelético⁴.

2.312 Funciones del tejido muscular:

Las funciones que realiza el tejido muscular son las siguientes [16]:

- Producir movimiento: Este movimiento puede ser generalizado para todo el sistema o enfocado en un músculo específico.

³ Imagen extraída y modificada de <http://kentsimmons.uwinnipeg.ca/cm1504/15lab42006/lb4pg7.htm>

⁴ Imagen extraída de <http://2.bp.blogspot.com/-CCIsvkF3zg/TqNlwhEWNl/AAAAAAAAAE0/JttcyxGuQeI/s1600/ESTRUCTURA+DEL+TEJIDO+MUSCULAR.jpg>

- Estabilizar las posiciones del cuerpo: Las contracciones de los músculos esqueléticos estabilizan las juntas y ayudan a mantener las posiciones del cuerpo.
- Almacenar y mover sustancias a través del cuerpo: El tejido muscular liso que se encuentra presente en el recubrimiento de las paredes de los órganos y en los conductos como venas y arterias almacena sustancias dependiendo del músculo correspondiente.
- Generar calor: El proceso conocido como termogénesis es el resultado de la contracción del tejido muscular, el cual genera calor.

2.313 Propiedades del tejido muscular:

Las propiedades del tejido muscular son [16]:

- Excitabilidad eléctrica: Es la habilidad para responder a ciertos estímulos produciendo señales eléctricas llamadas *potenciales de acción*. Estos potenciales pueden viajar a lo largo de la membrana plasmática de la célula debido a la presencia de compuertas de voltaje específicos.
- Contracción: Es la habilidad del tejido muscular para contraerse enérgicamente cuando se es estimulado por un potencial de acción.
- Extensión: Habilidad del tejido muscular para estirarse sin sufrir daño alguno. Elasticidad: Habilidad del tejido muscular para retornar a su longitud original y forma después de una contracción o extensión.

2.32 UNIDAD MOTORA

Los potenciales de acción musculares son disparados por la *neurona motora somática* que controla la fibra muscular. La unidad básica de contracción en un músculo esquelético estático es la *unidad motora* (MU), ésta se compone de un grupo de fibras musculares y la neurona motora somática que las controla (imagen 3). Cuando la neurona motora somática inicia un potencial de acción, todas las fibras musculares en la unidad motora se contraen.

La sección transversal del músculo ocupada por la unidad motora, se denomina el territorio de la unidad motora (MUT). Una fibra muscular típica se encuentra inervada solamente en un punto, localizado entre la *placa motora*.

En contracciones voluntarias, la fuerza es modulada por la combinación entre el reclutamiento de las MU y los cambios en la frecuencia de activación de éstas. Entre mayores sean el número de unidades motoras reclutadas y su frecuencia de descarga, más grande la fuerza será [16].

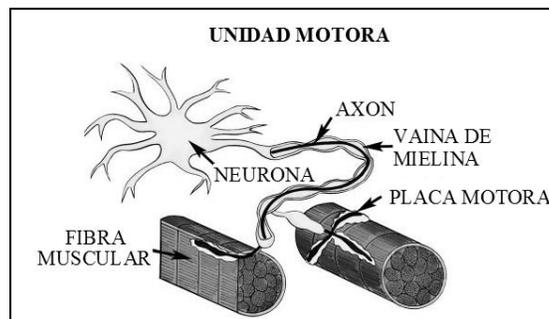


Imagen 3. Unidad Motora⁵.

⁵ Imagen extraída y modificada de <http://cache2.allpostersimages.com/p/LRG/30/3040/L7PBF00Z/posters/motor-unit-nerve-cell-and-muscle-fiber.jpg>

2.33 POTENCIAL DE ACCIÓN

Los potenciales de acción (imagen 4) son descargas eléctricas que viajan a lo largo de la membrana celular modificando su distribución de carga. Pueden generarse por diversos tipos de células, pero las más activas son las células del sistema nervioso, que recurren a éstos para enviar mensajes entre células nerviosas (*sinapsis*) o desde células nerviosas a otros tejidos corporales, como a músculos o glándulas [16]. Las células animales crean potenciales de acción a partir de flujos de potasio y sodio.

Los potenciales de acción son la vía fundamental de transmisión de códigos neurales. Sus propiedades les permiten el control y coordinación centralizado de órganos y tejidos.

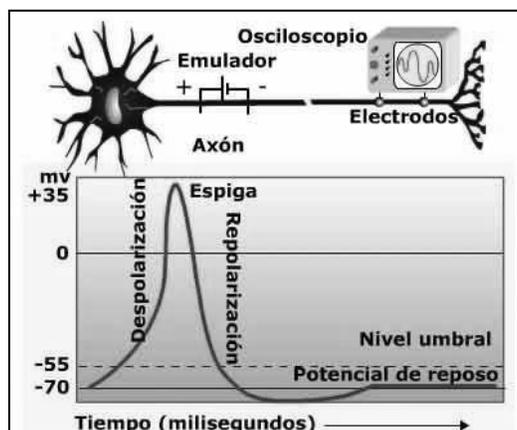


Imagen 4. Potencial de acción ideal⁶.

El potencial de la membrana celular entre su parte interna y externa (*potencial de reposo*) es de alrededor de -70 a -80 mV [17], -80 a -90 mV [18], -40 a -90 mV [16]. Dicho potencial entre el interior y el exterior de la membrana celular se mantiene en valores negativos y varía dentro de unos estrechos márgenes; el signo menos indica que el interior de la célula es negativo respecto al exterior. Una célula que presenta un potencial en su membrana se dice que se encuentra polarizada.

Un potencial de acción consta de dos fases principales, una de *despolarización* y otra de *repolarización*. Durante la primera fase el potencial de la membrana empieza a partir de un valor muy negativo, luego alcanza el cero, y finalmente se vuelve positivo. Durante la fase de repolarización el potencial de la membrana se restituye a su estado de reposo, típicamente de 70 mV [16], -65 mV [18] [19]. También durante la repolarización se puede presentar una fase de *hiperrepolarización*, durante la cual el potencial de la membrana tiende a ser más negativo que el potencial de reposo temporalmente.

La diferencia de potencial (imagen 5) es el resultado de la distribución diferencial de iones de cloro y sodio en el exterior (a través de canales de sodio), y potasio y aniones orgánicos en el interior (a través de canales de potasio). Cuando el potencial de membrana de una célula excitable se despolariza más allá de -65 mV a -55 mV, -55 mV en muchas neuronas [16], la célula genera el potencial de acción, lo que implica que la corriente de entrada de iones de sodio supera la corriente de salida de iones de potasio.

⁶

Imagen extraída y modificada de http://www.educarchile.cl/UserFiles/P0001/Image/Mod_3_contenidos_estudiantes_ciencias_biologia/fig%2009.jpg

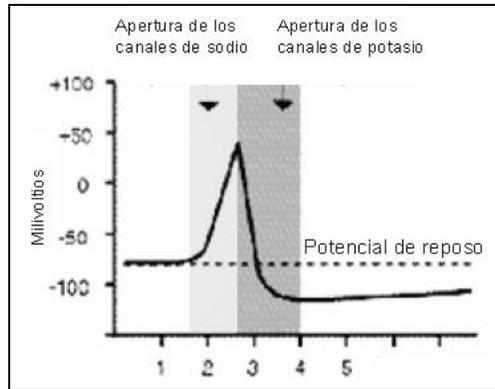


Imagen 5. Apertura de los canales iónicos durante el potencial de acción⁷.

2.331 El modelo Hodgkin-Huxley:

La descripción del axón propuesta por Hodgkin y Huxley en 1952, propone un modelo dinámico no lineal que guarda gran semejanza con el comportamiento real de la membrana celular respecto a la generación y propagación de los potenciales de acción. Dicho modelo representa la membrana lipídica con una capacitancia C_m , los canales iónicos con una conductancia dependiente del tiempo y el voltaje g_{Na+} , g_{K+} , las puertas de los canales iónicos por conductancias lineales g_{Cl-} , g_{Leak} , los gradientes electroquímicos por fuentes de voltaje E_{Na+} , E_{K+} , E_{Cl-} , E_{Leak} , y las bombas iónicas por fuentes de corriente I_{Cl-} , I_{Na+} , I_{K+} , I_{Leak} .

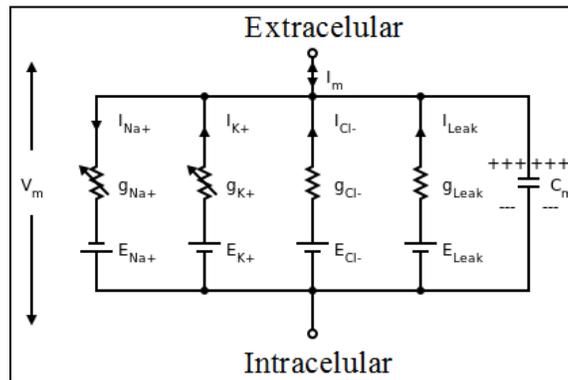


Imagen 6. Modelo de membrana celular propuesto por Hodgkin y Huxley⁸.

2.332 Propagación del potencial de acción a través de las fibras musculares:

La corriente fluye en la membrana durante la fase de despolarización del potencial de acción, causando que el voltaje de la membrana se aproxime y posteriormente supere el umbral de excitación a una velocidad dependiente del diámetro de la fibra muscular. Dicha velocidad de propagación se conoce como velocidad de conducción (CV) y se encuentra en el rango de 3 m/s a 5 m/s [20], 2 a 6 m/s [21], siendo usualmente 4 m/s [20].

2.4 CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

⁷ Imagen extraída y modificada de <http://www.braincampaign.org/common/docs/files/2786/spchap2.pdf>

⁸ Imagen extraída y modificada de <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/1/1f/MembraneCircuit.svg/448px-MembraneCircuit.svg.png>

De acuerdo con [21] se encuentra bien establecido que la amplitud de la señal EMG es estocástica en naturaleza y puede ser representada razonablemente por una función de distribución Gaussiana. La amplitud de dicha señal se encuentra en el rango de 0 a 10 mV pico a pico [16] [17], o de 0 a 1.5 mV_{RMS} [16]. La cantidad de energía usable de la señal está limitada en el rango de frecuencia de 0 a 500 Hz [16] [17], 6 a 500 Hz [22], estando la energía dominante en el rango de 50 a 150 Hz [16] [17], 20 a 150 Hz [22]. Se denota como señales útiles a aquellas cuya energía es superior al nivel de ruido eléctrico.

2.41 Superposición de potenciales de acción de las unidades motoras (MUAPs):

De acuerdo a [18] si más de una unidad motora (MU) se descarga al mismo tiempo o en una sucesión de tiempo cercana, se genera una superposición de potenciales de acción de unidades motoras (MUAPs), lo cual es la sumatoria algebraica de los respectivos MUAP detectados (imagen 1). Existen tres tipos de superposiciones para los MUAPs: La superposición parcial en donde los MUAP se sobrelapan sin que los picos de la señal se eclipsen, superposición completa en donde los picos se combinan para crear uno mayor, y superposición destructiva en donde los picos se cancelan mutuamente o se suman parcialmente.

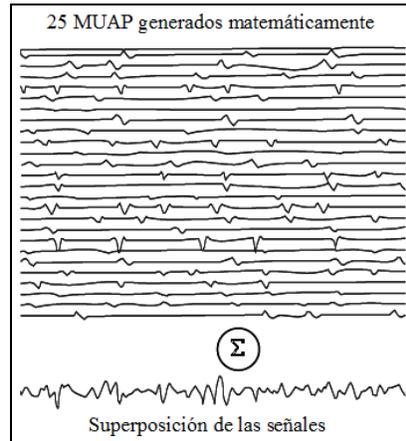


Imagen 4. Superposición de los MUAPs⁹.

2.42 Frecuencia de disparo y reclutamiento de los MUAPs:

El reclutamiento en las MU es definido en [19] como la activación sucesiva de la misma o de adicionales unidades motoras, con incremento de la fuerza de la contracción muscular voluntaria. El sistema nervioso central puede aumentar la fuerza de la contracción muscular al incrementar o bien el número de MU activas o la frecuencia de disparo a la cual cada unidad motora dispara, optimizando la tensión generada total. Las MU son reclutadas de acuerdo a su tamaño. Cuando el músculo se activa, inicialmente las primeras MUs en disparar son pequeñas en tamaño y débiles en el grado de tensión que pueden generar, luego progresivamente unidades más largas son reclutas generando un incremento en la contracción muscular.

⁹ Imagen extraída y modificada de: The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. [En línea]. Disponible en <http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf>

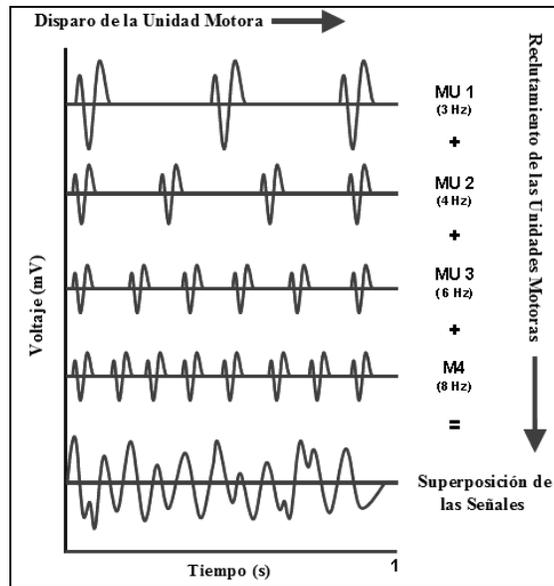


Imagen 5. El reclutamiento y la frecuencia de disparo de las unidades motoras fuerza la salida y se refleja en la señal EMG en la superposición¹⁰.

2.5 LA MARCHA HUMANA NORMAL

Una persona necesita tener una postura estable de bipedestación antes de comenzar la marcha [23]. Una vez conseguido el equilibrio de bipedestación puede iniciarse la marcha o capacidad de mantener un paso rítmico y estable [23]. La marcha es el resultado de una sucesión de pasos, siendo un paso un conjunto de movimientos que se producen entre el apoyo de un talón y el sucesivo apoyo del talón contra lateral [23].

Inicialmente se puede describir el proceso de la marcha como un proceso natural que convierte un conjunto de actividades neuronales en un patrón de actividad muscular necesario para ejecutarla y que tiene lugar en los centros supra-espinales. La señal de salida neuronal resultante de esta programación supra-espinal puede entenderse como una orden central de movimiento que es transmitida al tronco cerebral y la médula espinal. La ejecución de esta orden involucra dos componentes:

- Activación de los centros neurales inferiores, los cuales en consecuencia establecen la secuencia de los patrones de activación muscular.
- Retroalimentación sensorial desde los músculos, articulaciones, y otros receptores que modifican el movimiento.

Esta interacción entre el sistema nervioso central, sistema nervioso periférico y sistema efector musculoesquelético se ilustra en la **Error! Reference source not found.** 6.

¹⁰ Imagen extraída y modificada de: The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. [En línea]. Disponible en <http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf>

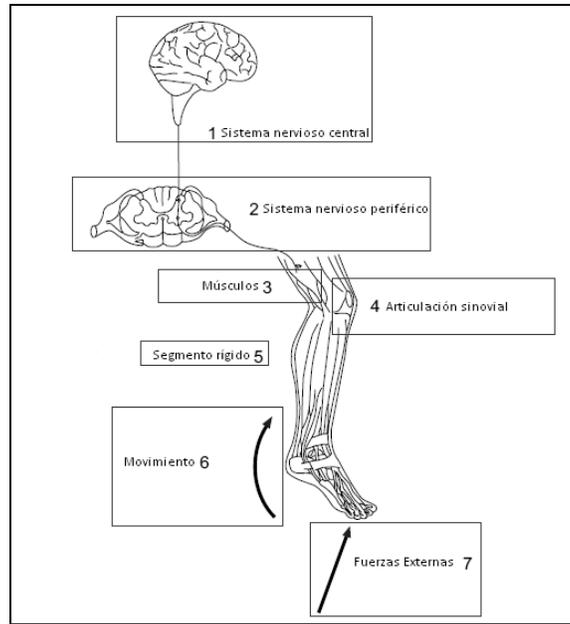


Imagen 6. Componentes que forman la base funcional de la forma en la cual sucede la marcha.

Cuando se habla de análisis de marcha, debemos hablar de tres planos importantes: vertical, anterior-posterior y medial-lateral, también conocidos en la literatura como: transverso, sagital y frontal respectivamente. La imagen 7 muestra la orientación de estos tres planos que serán importantes para la posterior descripción de los ciclos de marcha.

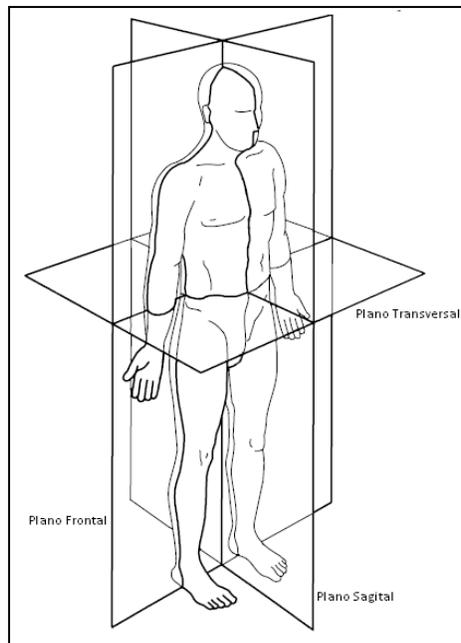


Imagen 7. Planos de referencia para el cuerpo humano en el análisis de la marcha.

Una característica muy importante de la marcha humana es que es periódica, y cumple dos requisitos para que pueda ocurrir, el primero que existe un movimiento periódico de cada pie desde una posición de apoyo a la siguiente, y el segundo es que las fuerzas de reacción del suelo que suceden durante la marcha deben ser suficientes para soportar y apoyar el cuerpo. Estos dos elementos deben ocurrir para que exista la marcha bípeda, no importa cuán distorsionada sea esta

por causa de las patologías subyacentes. El movimiento periódico de las piernas es la esencia del ciclo natural de la marcha humana.

2.51 EL CICLO DE LA MARCHA.

El ciclo de la marcha comienza cuando se apoya el talón en el suelo y termina con el siguiente contacto del talón del mismo pie en el suelo. También se puede decir que es el intervalo comprendido entre dos choques de talón sucesivos del mismo pie. El ciclo de la marcha comprende dos fases, la fase de apoyo o portante que abarca el 60% del ciclo y la fase de oscilación o balanceo que es el 40% restante (imagen 11) [23]. Un ciclo está compuesto de dos pasos y dos pasos forman una zancada, por lo que en una zancada cada pie pasa por una fase de apoyo y una fase de oscilación.

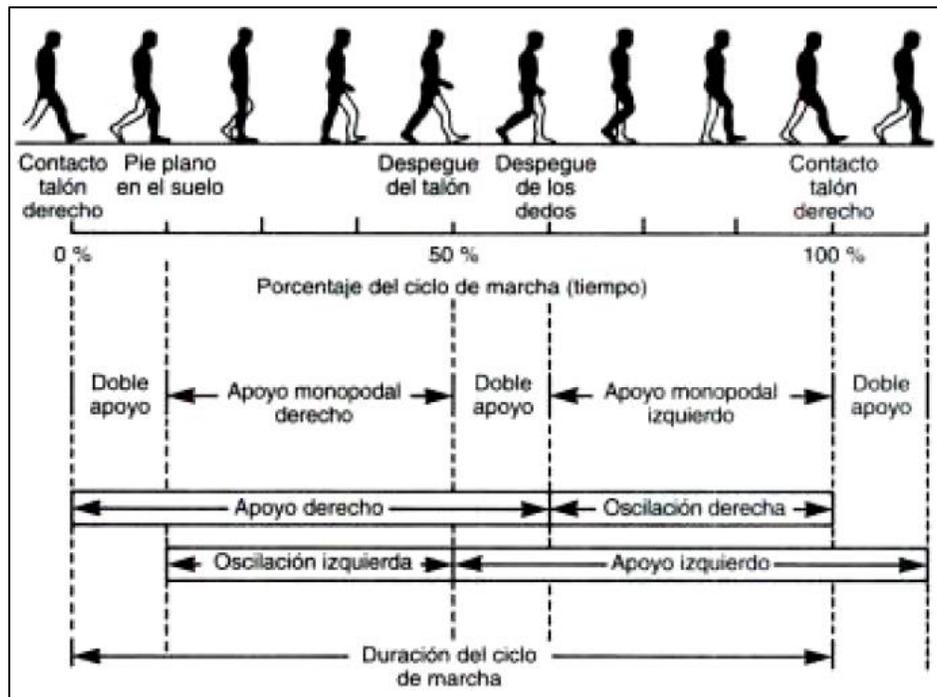


Imagen 8. Ciclo de la marcha humana¹¹.

La fase de apoyo se inicia con el contacto o choque de talón con el suelo y termina con el despegue del antepié. A su vez la fase de apoyo se puede subdividir en las siguientes subfases (Ramón Gómez, Ferrer Sapiña 2005) (Collado Vázquez Susana 2002):

- Fase de contacto inicial: 0-2%.
- Fase inicial de apoyo o de respuesta inicial a la carga: 2-10%.
- Fase media de apoyo: 10-30%.
- Fase final de apoyo: 30-50%.
- Fase previa de oscilación: 50-60%.

Y la fase de oscilación:

¹¹ Imagen extraída de http://static.diariomedico.com/images/2010/01/22/ciclo-marcha_1.jpg

- Fase inicial de la oscilación: 60-70%.
- Fase media de la oscilación: 70-90%
- Fase final de la oscilación: 90-100%.

Los músculos de las extremidades inferiores activados durante las fases del ciclo de la marcha se pueden relacionar en la siguiente tabla:

Fase	Músculos	Actividad
Contacto inicial del pie	- Flexores dorsales	Excéntrica
Inicial del apoyo	- Isquiotibiales, cuádriceps - Glúteo mayor y medio	
Media del apoyo	- Sóleo - Tibial posterior - Peroneos	
Final del apoyo	- Tríceps sural	Concéntrica
Previa de la oscilación	- Flexores de la cadera	
Inicial de la oscilación	- Gemelos	
Media de la oscilación	- Flexor propio del primer dedo - Flexores dorsales.	
Final de la oscilación	- Cuádriceps - Flexo-extensores dorsales	

Tabla 5. Músculos activados durante las fases de la marcha humana¹².

Teniendo en cuenta la información de la actividad muscular durante los ciclos de la marcha se escogen para el estudio músculos representativos para dicha actividad, como lo son el glúteo medio¹³, recto femoral, vasto lateral, gastrocnemio medial y gastrocnemio lateral.

2.6 ELECTRÓNICA INVOLUCRADA EN LA ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES EMG

2.6.1 ELECTRODOS

La piel se puede modelar como una frontera entre dos medios, la primera es una capa no homogénea ni isotrópica (tejido subcutáneo y muscular) que contiene fuentes de campo eléctrico y la otra es una capa aislante (aire) [20]. Las fuentes de campo eléctrico generan una distribución de potencial en la superficie de la piel [20]. Dicho potencial se encuentra referenciado a un punto lo suficientemente lejano de la fuente, de forma que no se encuentra influenciado por ésta. Se tienen las siguientes consideraciones:

- Debido a la disposición de solución electrolítica de la cual se componen las células de la piel, se genera una interface piel-electrodo en forma de ruido [20]. Dicha interface contiene una impedancia capacitiva, dependiente de la corriente y la frecuencia, junto a un componente DC (imagen 12) [20].
- La impedancia de entrada de un buen amplificador de EMG se modela como una resistencia de 10^9 a $10^{12} \Omega$ en paralelo a una capacitancia de 2 a 10 pF [20].

¹² Tabla extraída de http://www.munideporte.com/imagenes/documentacion/ficheros/20091229110320blanca_de_la_cruz2.pdf

¹³ Este músculo se escogió a pesar de la relevancia que tiene en el ciclo de la marcha el glúteo mayor debido a que la interfaz conectora entre el dispositivo IBWS y el sujeto dificultaba el acceso a dicho músculo.

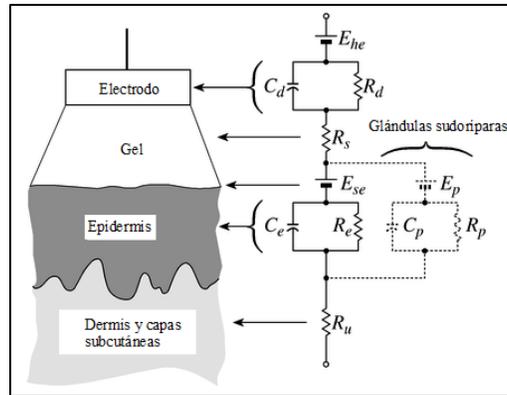


Imagen 9. Interface piel-electrodo¹⁴.

El procedimiento más usual para estabilizar y mejorar el contacto en la interface piel-electrodo es afeitarse, limpiar, frotar la piel con un paño ligeramente abrasivo remojado en agua o solvente y aplicar electrodos de Ag o AgCl con un poco de gel conductor [20]. Se deben preferir electrodos con diámetros menores a 5 mm [20].

El contacto entre piel-electrodo Ag o piel-electrodo AgCl (preferentemente mediado por gel conductor) tiene una impedancia casi resistiva en el rango de frecuencia del EMG, mientras que otros metales presentan componentes capacitivos que introducen un filtrado adicional [20]. Dicha impedancia se ve afectada en gran medida por la preparación de la piel y está inversamente relacionada con la superficie del electrodo [20]. El componente de ruido disminuye a medida que la superficie de contacto en la interface aumenta [20]. Ya que los amplificadores en la actualidad tienen niveles de ruido intrínseco menores a $1\mu V_{RMS}$ en un ancho de banda de 10 a 400 Hz, el componente de ruido debido a los electrodos es generalmente la fuente más importante en los registros de EMG por lo que puede ser un factor limitante en la detección de potenciales muy pequeños [20]. Otro de los rasgos de la interface piel-electrodo es la generación de un voltaje DC [20]. De igual forma, el proceso de abrasión de la piel junto con cintas adhesivas reducen la impedancia, ruido, voltajes DC, y artefactos producto del movimiento de la interface piel-electrodo [20].

La configuración de electrodo monopolar permite abordar todo el contenido de información disponible de la señal detectada pero su uso es casi exclusivo en aplicaciones de investigación debido a su sensibilidad a señales en modo común [20]. La configuración diferencial (SD) o bipolar es la más usada en aplicaciones de uso general (imagen 13a). La configuración doble diferencial (DD) se usa para estimar velocidad de conducción, limitar el volumen de detección, reducir crosstalk e incrementar la selectividad (imagen 13b) [20].

¹⁴ Imagen extraída y modificada de <https://ccrma.stanford.edu/CCRMA/Courses/252/sensors/img29.gif>

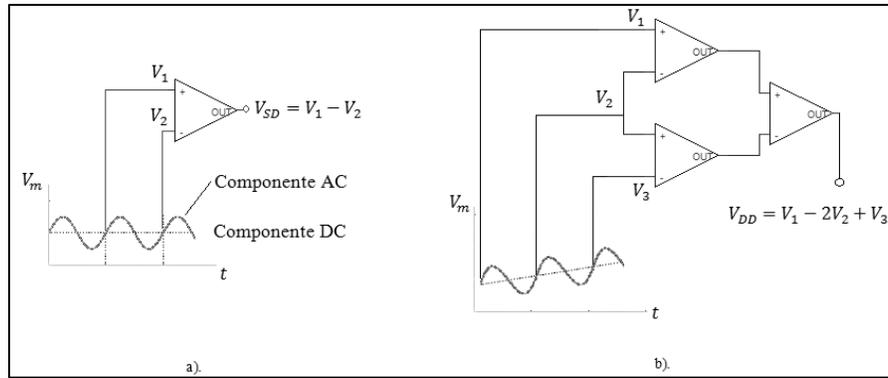


Imagen 10. Configuración diferencial y doble diferencial (a y b) de electrodos.

El efecto de la función de transferencia de la configuración diferencial es un filtro espacial, lo cual implica que teóricamente el sistema no detecta voltajes en modo común, tales como interferencia producida por la red eléctrica y contribuciones electromagnéticas de fuentes lejanas cuyos campos alcanzan ambos electrodos con la misma intensidad y al mismo tiempo [20]. Se denota que dicho filtro espacial introduce modificaciones sustanciales al espectro de la señal monopolar. En conclusión, la función de transferencia total del sistema es el producto de la función de transferencia del filtro espacial por el electrodo (área, distancia inter-electrodos) [20]. Teniendo en cuenta la variación que puede generar la distancia entre electrodos, se sigue por recomendación una distancia de 20 mm [20], con los dos electrodos al mismo lado de la zona de inervación, lo anterior debido a las limitaciones entre las modificaciones espectrales a la señal y la necesidad de mejorar la amplitud y la relación señal a ruido [20].

2.62 AMPLIFICADOR DE FRONT-END

Las características esenciales de un amplificador de front-end son alta impedancia de entrada, alto CMRR y bajo nivel de ruido. La impedancia de entrada de un amplificador de SEMG debe ser de al menos dos órdenes de magnitud superior a la impedancia de la interface piel-electrodo [20]. Impedancias mayores a 100 MΩ son consideradas usualmente aceptables, pero se prefiere impedancias de 1000 MΩ en el caso de electros pequeños cuya impedancia al contacto pueda alcanzar 1 MΩ [20]. Dicha especificación restringe la escogencia del amplificador a tres tipos: OPAMP en configuración de seguidor de voltaje, 3 OPAMP en configuración clásica de amplificador de instrumentación (imagen 14a) y 2 OPAMP en la configuración clásica de amplificador de instrumentación (imagen 14b) [20].

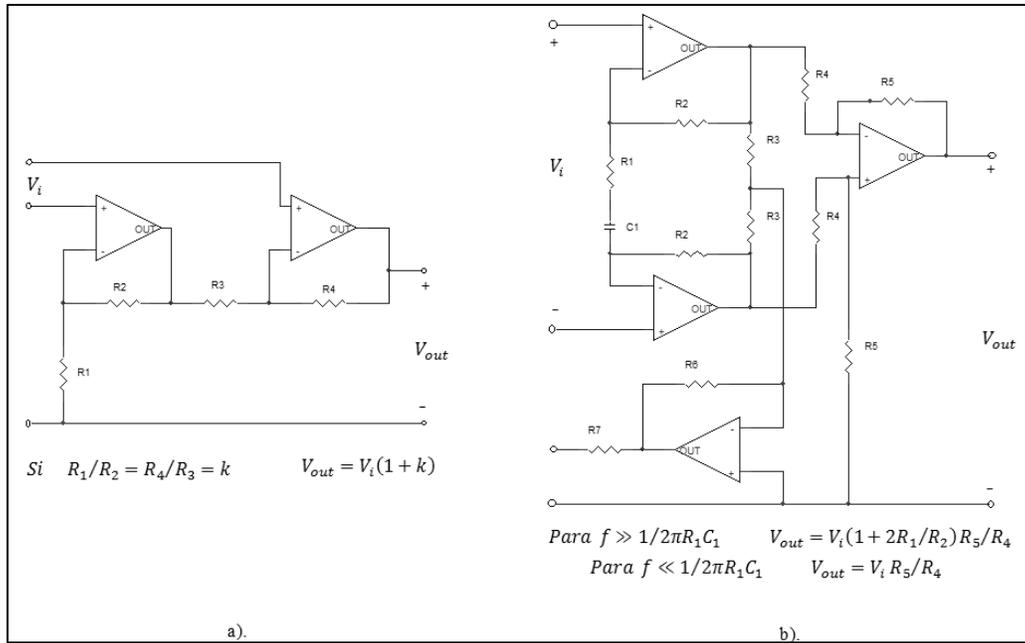


Imagen 11. Configuraciones de amplificador de instrumentación con dos y tres amplificadores (a y b).

La señal de entrada al amplificador se compone de cinco componentes: el biopotencial deseado, biopotenciales indeseados, señal de interferencia de la red eléctrica de 60 Hz y sus armónicos, señales de interferencias generadas por la interfaz piel-electrodo y ruido [24].

La mayoría de los circuitos de front-end o bien presentan una pequeña ganancia para evadir la saturación por el voltaje DC presente entre los electrodos, o incorporan un filtro pasa altas para limitarlo o removerlo [20].

Una característica importante de los amplificadores de SEMG es el factor de rechazo en modo común (CMRR), el cual describe la capacidad del amplificador para rechazar los voltajes en modo común, principalmente los voltajes de la línea eléctrica presentes entre el sujeto y la tierra física [20]. Además se requiere un CMRR en el rango de 10^5 a 10^6 (100 a 120 dB) [20] (120 a 140 dB) [24]. Se requiere una diferencia entre la impedancia de las dos interfaces electrodo-piel en el rango de 10^{-5} a 10^{-6} para limitar el voltaje de entrada equivalente a un valor despreciable con respecto al EMG [20]. Como dichos valores son difíciles de alcanzar se adopta una realimentación en modo común para reducir el voltaje en modo común en el sujeto. A dicha disposición se le denomina “*driven right leg*” y consiste en detectar y re-aplicar al sujeto el voltaje en modo común pero con la fase opuesta [20].

Teniendo en cuenta que existen muchas fuentes de ruido en el amplificador, como la densidad de ruido equivalente en la entrada, la corriente de ruido en la entrada, y el ruido de tensión térmica, generalmente se suele limitar el ancho de banda del amplificador para limitar el ruido total y prevenir la amplificación de perturbaciones e interferencias afuera del ancho de banda de la señal [20].

Además de la amplificación de la señal EMG se requiere de características adicionales para el sistema de front-end (imagen 15). Entre otras se encuentra el aislamiento total entre los circuitos de estimulación y detección, limitación del slew rate y filtrado no lineal.

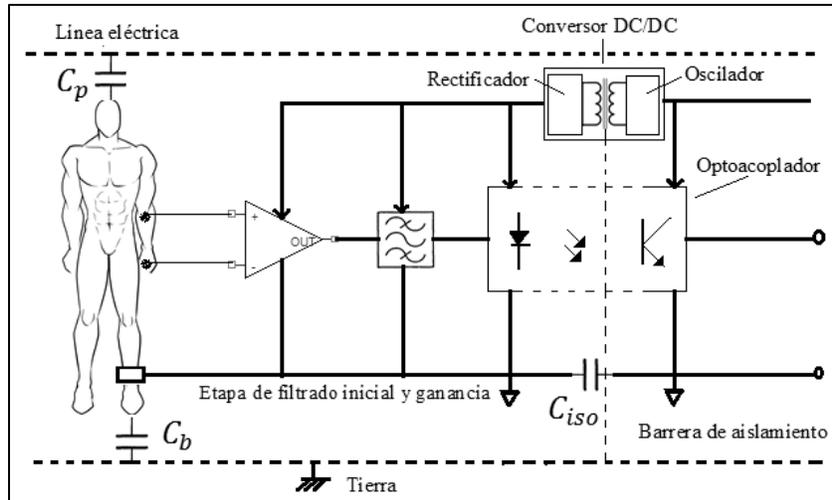


Imagen 12. Diagrama de bloques de un amplificador EMG de front-end.

2.63 ESPECIFICACIONES DE LOS FILTROS DEL SISTEMA DE FRONT-END

El sistema de acondicionamiento que sigue al sistema de front-end incluye un filtro pasa altos (con frecuencia de corte entre 10 a 20 Hz) y un filtro pasa bajas (con frecuencia de corte entre 400 y 450 Hz), el cual usualmente tiene una pendiente de 40 dB/década [20]. Ambos filtros deben incorporarse en el circuito de front-end.

La señal superficial detectada usualmente presenta pequeñas variaciones debido a artefactos producto del movimiento y a inestabilidad en la interface piel-electrodo. Los armónicos de éstas señales indeseadas se encuentran generalmente en el rango de frecuencia de 0 a 20 Hz, de forma que el filtro pasa altas se diseña con una frecuencia de corte en el rango de 15 a 20 Hz [20]. Los artefactos debido al deslizamiento en la zona de enervación bajo los electrodos, resulta en la modulación en amplitud de la señal EMG y no son removidos por el filtro pasa altas [20].

2.631 Aislamiento:

El aislamiento tiene la importante función de limitar las corrientes de fuga del sistema EMG o de otros dispositivos médicos conectados a él. Las corrientes de fuga fluyendo desde componentes localizados a la derecha de la barrera de aislamiento (línea de energía eléctrica, computadores, etc.), a la izquierda de la barrera (paciente), es teóricamente cero, en práctica, fuertemente reducidas por el bajo valor de las capacitancias parásitas entre la parte aislada y la no aislada. Dicha corriente de fuga tiene prescrito un límite de 100 μA [20].

Las capacitancias parásitas juegan un rol principal en el diseño y desempeño de un amplificador de front-end (imagen 16).

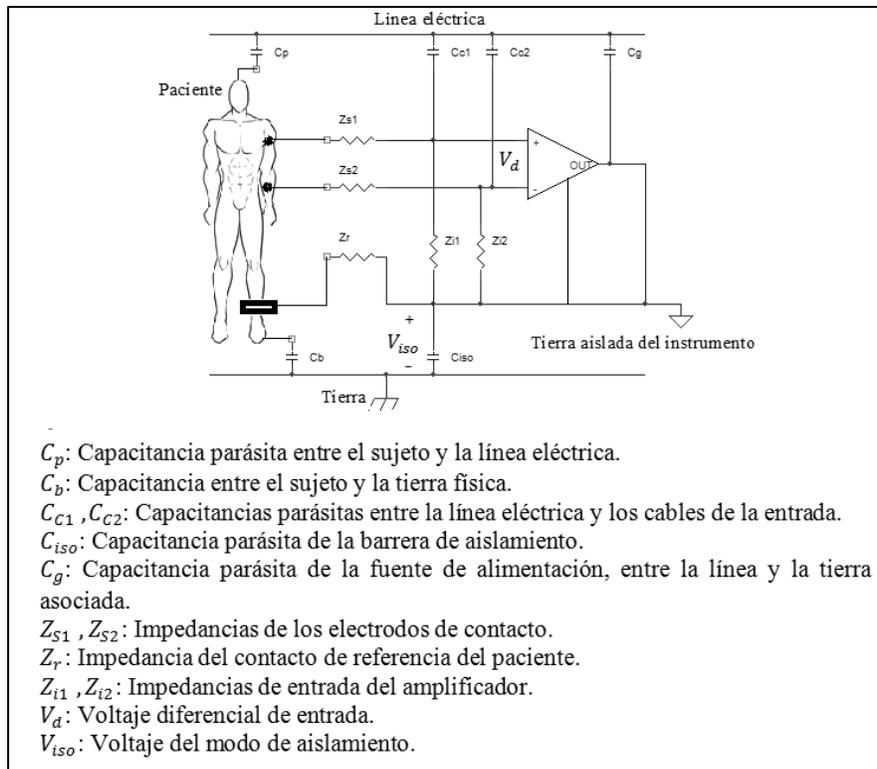


Imagen 13. Componentes parásitos asociados a la etapa de entrada del amplificador de front-end.

2.632 Interferencias:

El punto más crítico en la medida de biopotenciales es el contacto entre electrodos y el tejido biológico. Se consideran dos señales de interferencia generadas como artefactos producto del movimiento: Los cambios en el potencial del electrodo y cambios en las caídas de voltaje causadas por la corriente de entrada del preamplificador [24]. Se puede lograr una reducción de éstas interferencias usando cables de par trenzado, y cables blindados [24].

Los campos eléctricos son causados por todos los conductores que están conectados a fuentes de energía, incluso en ausencia de flujo de corriente [24]. Si un amplificador de aislamiento es usado sin una adecuada conexión a tierra, entonces la corriente es acoplada capacitivamente a tierra [24]. En tal caso el potencial del cuerpo fluctuaría entre 120 V y tierra. Minimizar las interferencias requiere incrementar las distancias entre la red eléctrica y el sujeto, usar amplificadores de aislamiento, separar la conexión a tierra del cuerpo a una distancia lo más lejana posible de los electrodos y usar cables de electros blindados [24].

Los componentes de campo magnético producen corrientes de eddy en el cuerpo [24]. El amplificador, el cable del electrodo y el cuerpo forman un lazo inductivo que es propenso a la generación de señales de interferencia [24]. Minimizar dichas señales de interferencia requiere incrementar la distancia entre el cuerpo y la fuente de interferencia.

2.633 Amplificador de aislamiento:

Pueden ser usados para romper lazos de tierra, eliminar conexiones a tierra física y proveer protección de aislamiento al paciente y al equipo electrónico (imagen 17).

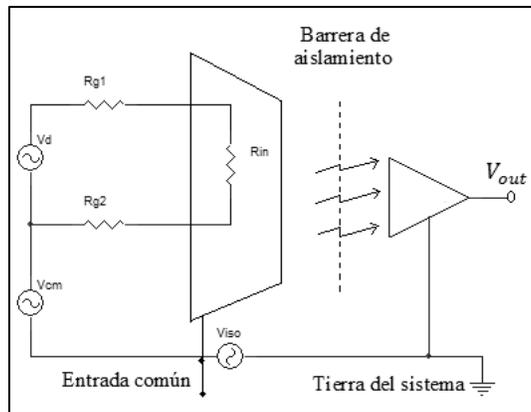


Imagen 14. Circuito equivalente de un amplificador de aislamiento.

Los amplificadores de aislamiento se consiguen en tres diferentes tecnologías: transformadores de aislamiento, aislamiento capacitivo y aislamiento óptico. Una barrera de aislamiento provee una separación galvánica completa del lado de la entrada (paciente y preamplificador), de todo el equipo a la salida [24]. Se especifican dos voltajes de aislamiento para amplificadores comerciales: evaluación continua y el voltaje de prueba. Teniendo en cuenta que siempre existe cierta fuga a través de la barrera de aislamiento, la relación de rechazo en modo de aislamiento no es infinita.

Los amplificadores de aislamiento con transformadores acoplados se desempeñan en la base de la transmisión inductiva de una señal portadora que es modulada en amplitud por la señal biológica [24]. Un demodulador síncrono en el puerto de salida reconstruye la señal antes de que ésta sea entregada a través de un filtro Bessel pasa bajos a un buffer [24]. Un transformador de potencia, generalmente manipulado por una señal cuadrada de 400 a 900 kHz, provee energía aislada al amplificador [24].

Los amplificadores de aislamiento por acople óptico pueden ser principalmente realizados usando sólo una combinación de LED y foto-diodo. Mientras éstos pueden ser muy útiles en un amplio rango de aplicaciones digitales, éste diseño tiene limitaciones fundamentales debido a su linealidad y estabilidad como función del tiempo y de la temperatura [24].

2.634 Protección contra sobretensiones:

Es esencial en la seguridad del sujeto ya que etapas de entrada defectuosas pueden aplicar niveles peligrosos de corriente al sujeto. Para lograr dicha protección, dispositivos limitadores de voltaje son conectados entre electrodo y la tierra eléctrica (imagen 18). Estos aparecen como una tierra abierta. Tan pronto como la caída de voltaje a través del dispositivo alcanza un valor crítico, la impedancia del dispositivo cambia bruscamente y la corriente pasa a través de él de tal forma que el voltaje no puede exceder el valor crítico [24]. Los dispositivos usados para la protección del amplificador son diodos, zener y tubos de descarga de gas.

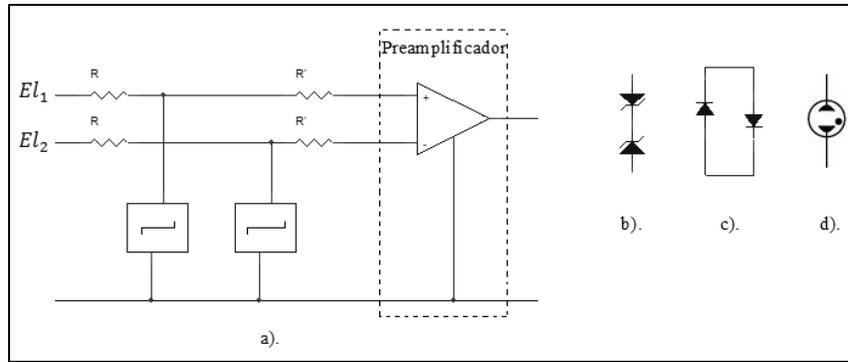


Imagen 15. Diagrama de conexión para los elementos limitadores de voltaje (a) con dos resistencias opcionales a la entrada R' . Se muestran también elementos limitadores como la conexión en anti paralela de diodos zener (b), la conexión en anti paralela de diodos y los tubos de descarga de gas (c).

2.64 MUESTREO Y CONVERSIÓN A/D:

El teorema de Nyquist requiere que la señal sea muestreada a una frecuencia al menos el doble de la frecuencia de su mayor armónico, en orden de evitar la pérdida de información y el fenómeno de solapamiento. Para casi todos los músculos y la mayoría de las aplicaciones, el mayor armónico de interés en la señal SEMG se encuentra en el rango de 400 a 450 Hz [20], por lo tanto se requiere filtros pasa bajos (antialiasing) con frecuencia de corte en ese rango junto a un muestreo de al menos 1000 muestras por segundo [20].

La ganancia del amplificador y el rango de entrada del convertor A/D no se pueden escoger de forma independiente. Éstos se encuentran entrelazados por la resolución deseada, la cual a su vez está relacionada con el nivel de ruido. Dependiendo de la máxima amplitud pico a pico, que se puede esperar en una señal EMG, y el nivel de ruido, es posible calcular el número de niveles requerido, de forma de establecer la cantidad de bits requeridos.

3. ESPECIFICACIONES

A continuación se presenta un diagrama de la estructura de diseño e implementación del sistema:

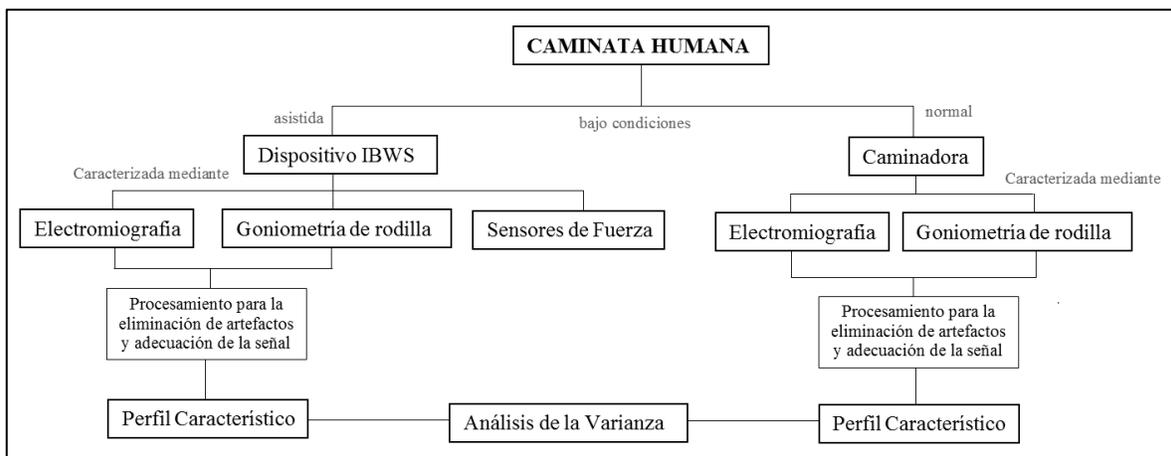


Imagen 16. Diagrama de bloques de la estructura general del proyecto.

El trabajo a desarrollar parte de la actividad realizada por el sujeto experimental sobre la órtesis robótica IBWS, de la ejecución de la marcha guiada a través de ésta plataforma y sobre la caminadora en condiciones normales se plantea la adquisición y posterior procesamiento de las

señales EMG y de goniometría. Teniendo en cuenta dicho contexto experimental, el sistema se subdivide en los siguientes módulos:

- Modulo de adquisición y adecuación de las señales EMG, la señal del goniómetro de rodilla y la señal de contacto del talón con el piso (footswitch).
- Procesamiento de señal para la eliminación de artefactos y extracción del perfil característico de las señales EMG, la señal del goniómetro de rodilla y la señal de contacto del talón con el piso.
- Análisis estadístico de la varianza entre el perfil de caminata normal y el correspondiente a la caminata en el dispositivo IBWS pero sin alivio de carga corporal.
- Diseño de la estructura metodológica y los protocolos necesarios para el estudio de electromiografía en miembros inferiores durante la marcha humana en el dispositivo IBWS.

Inicialmente se presentan las características del set de electromiografía del fabricante Biometrics (imagen 15):

Canales analógicos	8		
Canales digitales	5		
ADC de front-end	13 bit dando una resolución de 4000 conteos		
Opciones del rango de ganancia del hardware	Ganancia	Max entrada	Resolución
	×1000	± 1 mV	0.244 μV
	×300	± 3 mV	0.732 μV
	×100	± 10 mV	2.44 μV
	×30	± 30 mV	7.32 μV
	×10	± 100 mV	24.4 μV
	×3	± 300 mV	73.2 μV
	×1	± 1 V	0.244 mV
×0.3	± 3 V	0.732 mV	
Rango de frecuencia de muestreo por canal analógico	10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000, 2500, 5000 Hz		
Ancho de banda	+0/-1dB hasta 2.5 kHz		
Fuente de alimentación por canal	0 a 4950 mVdc		
Corriente de alimentación por canal	20 mA		
Sensitividad de la salida analógica	Cuenta equivalente	Salida analoga	Ángulo equivalente del goniómetro
	+ 4000	+ 4 Vdc	+ 180°
	0	+ 2 Vdc	0
	- 4000	0 Vdc	- 180°
Precisión	+/- 0.25 % de la máxima escala		

Tabla 6. Especificaciones del set de electromiografía DLK900 del fabricante Biometrics.



Imagen 17. Set de electromiografía DLK900, Biometrics¹⁵.

¹⁵ Imagen extraída de <http://www.biometricsltd.com/datalink.htm>

Las características de los electrodos diferenciales a usar (imagen 16) según el fabricante Biometrics Ltd se presentan a continuación:



Imagen 18. Electrodo diferencial SX230, Biometrics Ltd¹⁶.

- Electrodo: Reusables.
- Ganancia: 1000.
- Ancho de banda: 20 Hz - 450 Hz.
- Nivel de ruido: $< 5 \mu\text{V}$.
- Impedancia de entrada: $> 10,000,000 \text{ M}\Omega$.
- Voltaje de alimentación: $+4.5 \text{ V}_{\text{DC}}$.
- CMRR @60 Hz (dB): $> 96\text{dB}$ (110dB típico).
- Masa: 12 g (excluyendo el cable y al conector).
- Un filtro de paso alto para eliminar compensaciones de DC debido a los potenciales en la membrana. El sensor de Biometrics incluye un filtro de tercer orden (18 dB / octava).
- Circuito de protección contra descargas electrostáticas.

La utilización de la goniometría de rodilla se basa en la premisa de monitorear la evolución de la marcha a través de la angulación de la rodilla en el plano sagital, para las pruebas en condiciones de caminata normal y en condiciones asistidas en el dispositivo IBWS. Las características del goniómetro de rodilla (imagen 17) a usar según el fabricante Biometrics Ltd son:

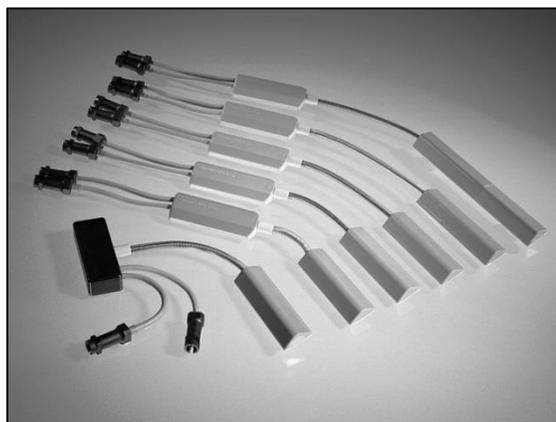


Imagen 19. Goniómetros de la serie SG, Biometrics Ltd¹⁷.

¹⁶ Imagen extraída de <http://www.biometricsltd.com/semg.htm>

¹⁷ Imagen extraída de <http://www.biometricsltd.com/gonio.htm>

- Tipo de transductor: Calibrador de tensión.
- Precisión: $\pm 2^\circ$ medidos sobre un rango de 90° .
- Repetitividad: 1° medido sobre un rango de 90° .

El sensor de contacto (imagen 18) del fabricante Biometrics Ltd, permite determinar la duración de la zancada (estimando dicho tiempo a partir de dos contactos sucesivos del talón con el piso), de forma que se puedan extraer los patrones electromiográficos y angulares de la rodilla característicos a la zancada realizada, durante la experimentación para cada una de las pruebas del estudio.

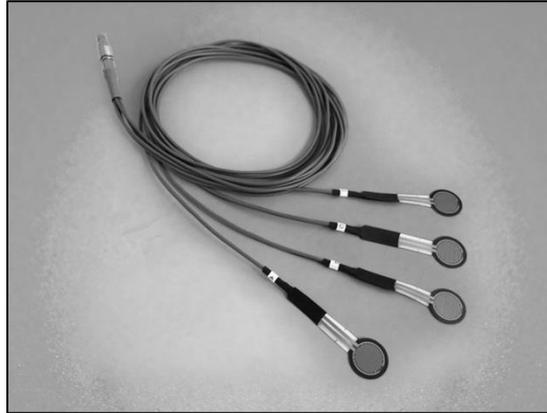
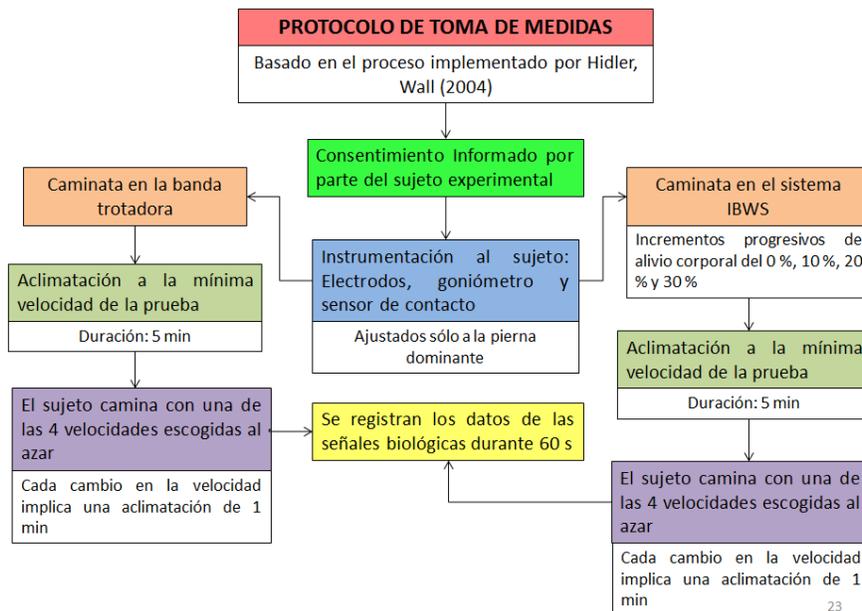


Imagen 20. Sensor de contacto FS4, Biometrics Ltd.

En el siguiente diagrama conceptual se presenta una generalización del protocolo de medidas implementado, el cual se basa en el desarrollado por Hidler, Wall (2004):



El proceso de experimentación parte del consentimiento informado al sujeto experimental, (24 años de edad, 78 kg) y está basado en el proceso desarrollado por Hidler, Wall (2004). En principio se indica al sujeto experimental que camine en la banda caminadora o en la órtesis de alivio de carga (para alivios progresivos de peso corporal hasta un 30% teniendo en cuenta que

dicha proporción es un valor razonable que permite una caminata confortable [4]), teniendo en cuenta las exigencias del dispositivo y los protocolos de seguridad de las máquinas. Se instrumenta al sujeto con los electrodos EMG, el goniómetro y el footswitch ajustado a su pierna mediante bandas médicas para asegurar que el consecuente movimiento de los cables no afecte en demasía el patrón de caminata. Entonces se puede dar inicio a un proceso de aclimatación a la mínima velocidad del estudio durante 5 minutos; luego de esta fase el sujeto ha de caminar a cuatro diferentes velocidades con el orden escogido al azar, de forma que no se introduzca ningún efecto relacionado al orden en el cual se hicieron los test de velocidad [3]. Con cada cambio en la velocidad se ha de establecer una fase de aclimatación de caminata de 1 minuto, luego de la cual se registran los datos de las señales EMG, los ángulos del goniómetro y la información de la plantilla por 60 s. Se utilizan electrodos bipolares ajustados a ubicaciones específicas para registrar la actividad EMG de los músculos (ANEXO I), dicha posición de los electrodos se escoge siguiendo las recomendaciones del SENIAM.

Conforme a la instrumentación empleada, las fuentes de información de los patrones de caminata en el sujeto experimental se pueden resumir en la imagen 21.

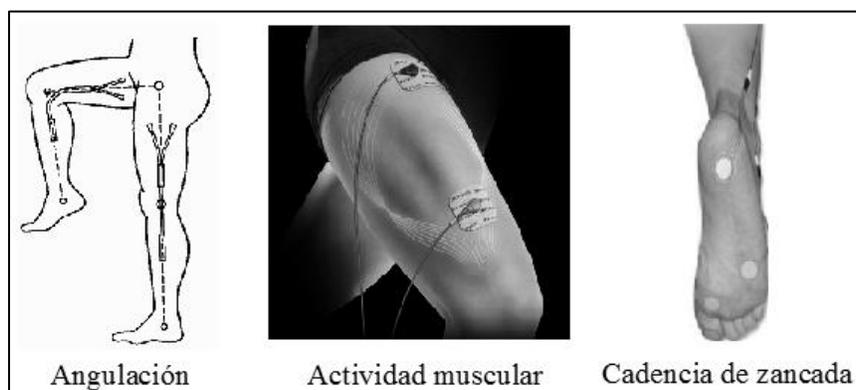


Imagen 21. Fuentes de información pertinentes al proceso de marcha humana.

Se realizan pruebas con instrumentación para la adquisición de las señales biológicas correspondientes a los músculos glúteo medial (GM), recto femoral (RF), vasto lateral (VL), gastrocnemio lateral (LG), gastrocnemio medial (MG), la angulación de la rodilla y la presión en el talón del pie, todas las anteriores dispuestas en la pierna dominante del sujeto, el cual se asume no presenta trastornos de caminata representativos y su patrón de zancada es aproximadamente simétrico. Dichas mediciones se realizan en condiciones normales, en el dispositivo IBWS con alivio de carga del 0 %, 10 %, 20 % y 30 % del peso corporal del sujeto experimental. Cada una de las 5 pruebas antes mencionadas se realiza para cuatro velocidades diferentes (0.6, 0.7, 0.8, y 0.9 m/s) (imagen 20).

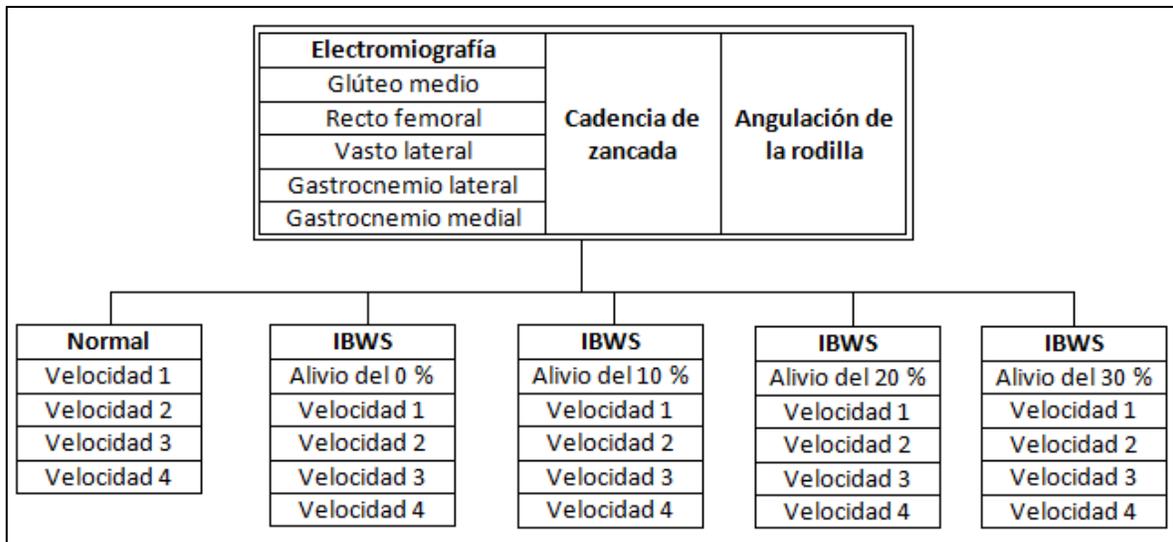


Imagen 22. Esquema general de las pruebas realizadas.

Luego de la digitalización de las señales electromiográficas, se procesarán las señales raw EMG para eliminar errores sistemáticos producto del movimiento del sujeto experimental y a otras causales fisiológicas, teniendo en cuenta que éstos componentes de ruido son de origen distinto a los originados como consecuencia del acople a la línea eléctrica, los circuitos implementados, motores del dispositivo IBWS, etc. Bajo la premisa que los artefactos debido al movimiento de electrodos o cables le adicionan ruido a la señal EMG en el rango de frecuencias de 1 a 5 Hz [22], tal que para la eliminación de artefactos en la señal electromiográfica producto del movimiento de los electrodos se diseña un filtro pasa altas Butterworth de orden 4 con una frecuencia de corte de 20 Hz y una pendiente de 12 dB / octava [23]. Igualmente se aplica una rectificación completa y filtrado pasa bajo mediante un filtro Butterworth de orden 4 y frecuencia de corte 9 Hz a la señal raw EMG.

La siguiente etapa de procesamiento consiste en la extracción de descriptores para la clasificación de señal como perteneciente a la actividad de un músculo específico. Para la clasificación de la cantidad de actividad electromiográfica específica de cada músculo, se recurre al proceso implementado por Hidler, Wall (2004) el cual propone la normalización en tiempo como porcentaje del total del ciclo de la marcha de cada uno de los patrones de zancadas individuales, muestreo mediante spline cúbica para obtener el promedio de la señal. Luego se aplica un algoritmo de suavizado mediante RMS de 50 puntos, para posteriormente computar el promedio de todos los ciclos de zancadas individuales durante la secuencia de recolección de datos, junto a una normalización a la máxima amplitud EMG observada para cada músculo específico a través de toda la experimentación. Para dicho patrón de actividad muscular hallado se procede a una partición de la señal determinada por el número de fases de la marcha, a las cuales se les computa la correspondiente actividad integral (imagen 21).

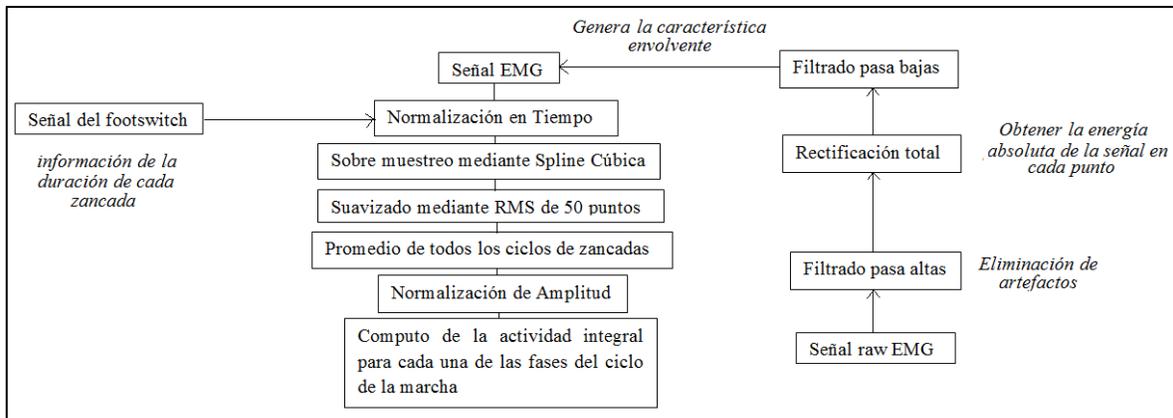


Imagen 23. Resumen general de las etapas de procesamiento de la señal EMG.

A las señales relevantes a la angulación de la rodilla se procede con una normalización en tiempo como porcentaje del ciclo de marcha para cada patrón de zancada y luego se computa un promedio de todos los ciclos presentes.

Como recurso de análisis entre el patrón característico EMG hallado para las pruebas en condiciones normales y en condiciones asistidas bajo 0% de alivio de carga corporal durante los ciclos de la marcha, se continúa la metodología propuesta por Hidler, Wall (2004) la cual, mediante un análisis de la varianza (ANOVA) de dos factores compara dichos perfiles.

Finalmente se plantea el diseño de una estructura metodológica que permita el estudio de las señales electromiográficas de las extremidades inferiores durante la marcha sobre el sistema IBWS, teniendo en cuenta:

- Protocolo de instrumentación para la toma de medidas relevantes al estudio de la marcha en el sistema IBWS (ANEXO I).
- Protocolo de puesta a punto, funcionamiento del sistema IBWS y recolección de la información (ANEXO II).

4. DESARROLLOS

4.1 PUESTA A PUNTO DEL SISTEMA IBWS

Uno de los procedimientos esenciales para el desarrollo del proyecto es la puesta a punto del sistema de IBWS. Éste sistema contenía tres actuadores lineales L1, L2, y L3 (figura 1), los cuales controlan los movimientos de la pelvis: medial-lateral, antero-posterior y vertical, respectivamente.

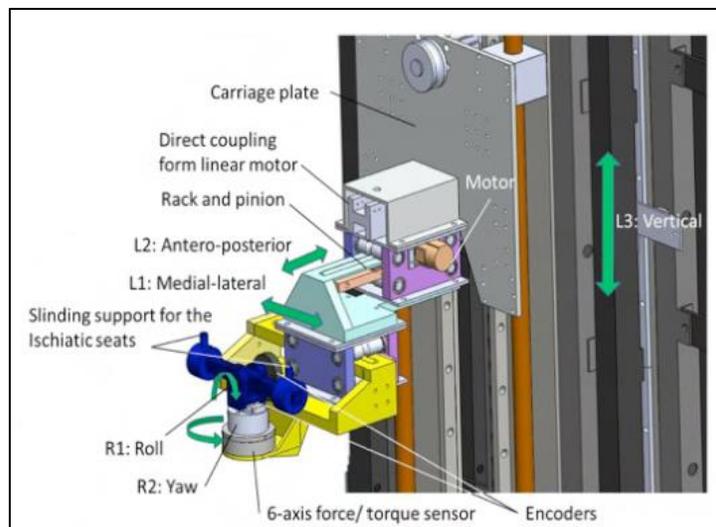


Figura 1. Interface de transferencia de carga del sistema IBWS.

Los actuadores L1 y L2 son alimentados individualmente por un motor rotativo (Baldor motores BSM40R-333-MGC, controlado por las unidades de motor Baldor Microflex). El actuador vertical L3 es impulsado por un motor lineal (motor sin escobillas de Baldor: LMIC4E-S-HC0C, controlado por una unidad de motor Baldor FlexDrive) con capacidades de entrega nominal de 4660 N de fuerza máxima y 1.640 N de fuerza de sujeción. Los movimientos verticales están instrumentados por un encoder lineal de 40 μm de resolución.

La arquitectura de hardware del sistema, consta de un módulo de operación y configuración implementada por un equipo host bajo Windows XP (Microsoft). Éste controla la interfaz gráfica de usuario donde el operador establece los parámetros de sesión de rehabilitación del paciente. Los datos de este módulo se envían a una unidad de control de alto nivel, un controlador industrial (National Instruments NI PXI-1031 de cuatro núcleos Intel Core 2 Quad Q9100, 2,26 GHz), se ejecuta en un sistema operativo en tiempo real (Pharlaps 13,1) y LabVIEW Real-Time entorno de desarrollo 2010. Éste gestiona la sincronización del sistema, y ejecuta los algoritmos de control de movimiento de nivel medio.

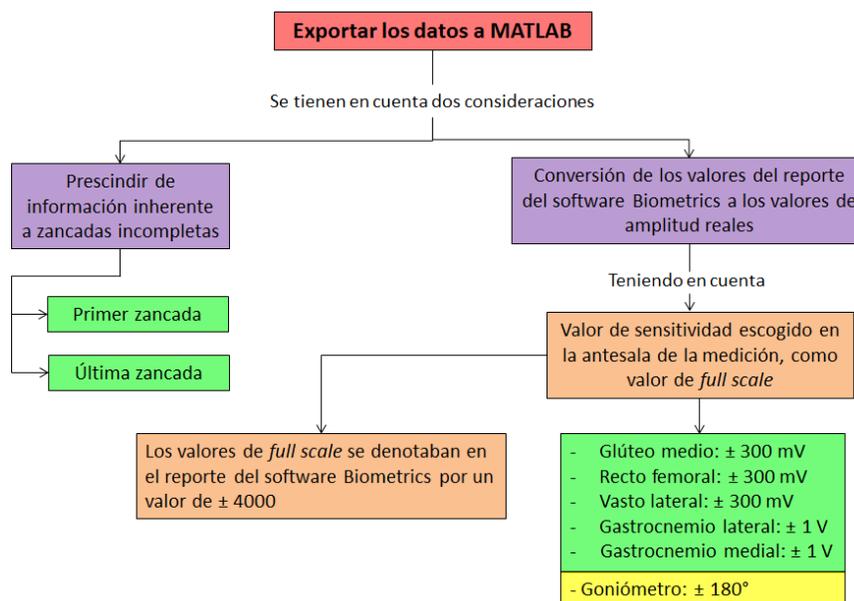
El ajuste continuo de puntos de referencia para la fuerza lineal, el torque de los motores de rotación y la velocidad del motor de caminadora se realiza mediante un enlace de comunicación serie entre el PXI y el controlador de bajo nivel (controlador de Baldor para servomotores lineales y rotacionales: Controlador NextMove-ESB2). Este último ejecuta los algoritmos de control de bajo nivel y proporciona las señales de comando para las unidades motoras.

Los parámetros del motor lineal se calibraron de acuerdo a las indicaciones expresadas en el ANEXO 3: Parámetros del motor lineal. Las instrucciones de encendido, introducción de parámetros, recolección de la información y resolución de errores comunes inherentes al sistema IBWS se describen en el ANEXO 2: Protocolo de puesta a punto, funcionamiento del sistema IBWS y recolección de la información.

4.2 PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES ADQUIRIDAS EN EL ESTUDIO

En los anexos en CD del informe se adjuntan todas las funciones desarrolladas junto con los archivos que permiten el procesamiento y extracción de la información presentada en la sección 5, Análisis y resultados.

A continuación se presenta un diagrama conceptual en el que se destacan los aspectos a tener en cuenta a la hora de exportar los datos de los registros entregados por el software Biometrics al software MATLAB:



La etapa de procesamiento de las señales adquiridas durante las pruebas comienza al leer los datos entregados por el software Biometrics en el entorno de MATLAB®, para lo cual se asigna el valor de cada columna (indicadora de un canal analógico usado para EMG o goniometría) a una variable.

Un detalle importante a tener en cuenta es que al momento de procesar los datos se pueda contar con información completa de la duración de cada zancada realizada en el experimento, para lograr esto se consideró la señal de contacto del footswitch: Al ser ésta una señal digital que indica contacto del talón con el piso con un 0, y 1 en el caso de carencia de contacto, se determinó recorrer desde el inicio la señal del footswitch y determinar si en principio se había conseguido adquirir la información de la zancada completa, si ése no era el caso se descartaba dicha información de forma que el primer dato de la señal hiciese parte de la información relevante a la primer zancada. Un procedimiento idéntico se ejecutó pero al final de los datos de la señal, en este caso para descartar información de una última zancada incompleta. La selección de información antes mencionada se aplicó a las señales de EMG y a las del goniómetro de rodilla.

Inicialmente para el procesamiento de las señales EMG, las señales del goniómetro de rodilla se ha de efectuar una conversión entre los valores de sensibilidad establecidos en la antesala de la adquisición de las señales y su correspondencia en el registro en texto plano en formato ASCII (imagen 24); los valores de sensibilidad demarcados se muestran en la imagen 25.

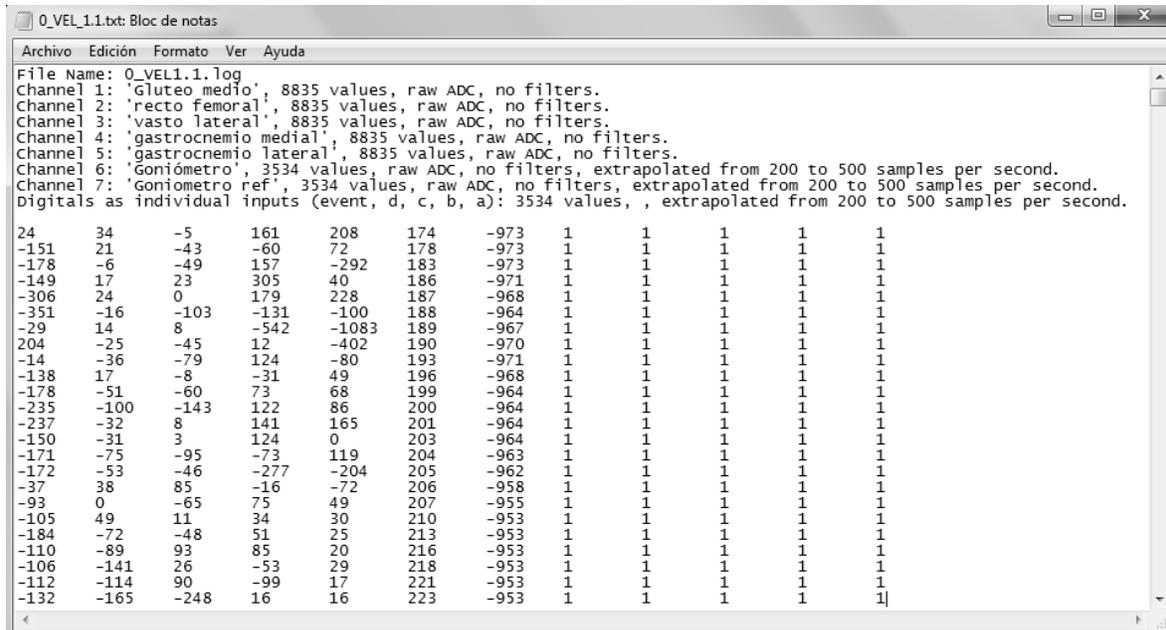


Imagen 24. Formato de registro de prueba electromiográfica en el software Biometrics, Ltda. Cada una de las columnas representa los datos adquiridos para cada uno de los canales que aparecen en el encabezado. Las últimas 5 señales (digitales) corresponden a la señal de referencia o polo a tierra de las señales EMG, y las siguientes 4 señales representan a 4 footswitch distintos, de los cuales sólo se utilizó el último, al cual le correspondería la última columna.

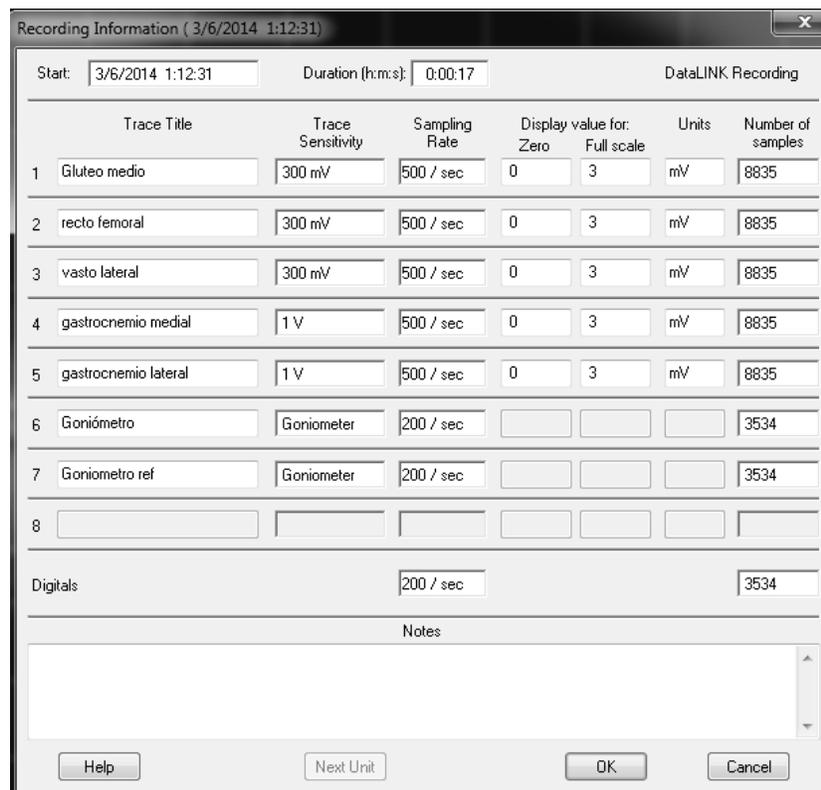


Imagen 25. Información relevante al registro de grabación de una prueba específica en el software del fabricante Biometrics, Ltda.

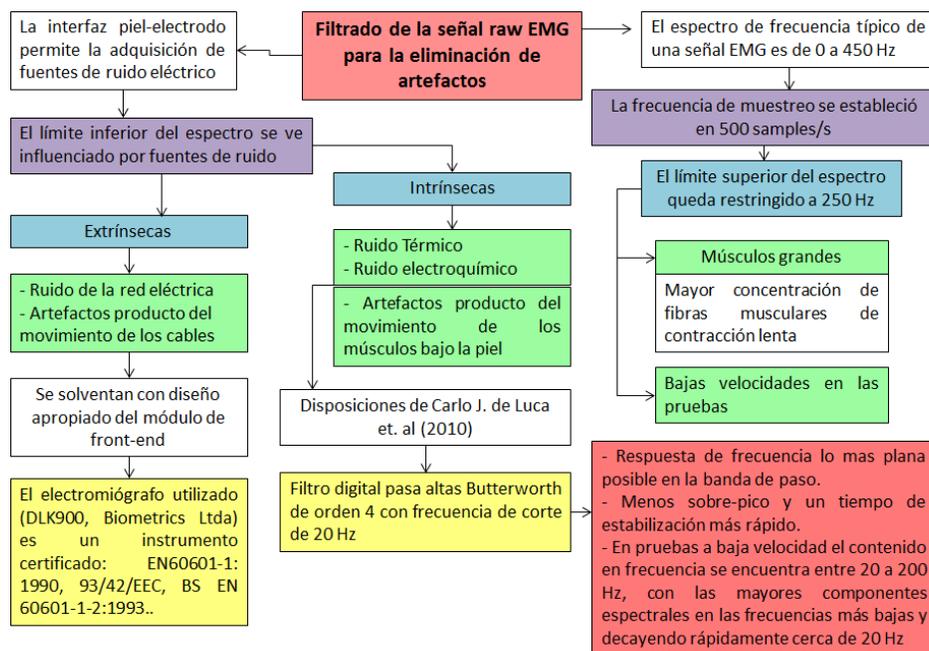
En la imagen 24, se aprecia que el valor de sensibilidad para las pruebas de EMG en los músculos glúteo medio, recto femoral y vasto lateral se fijó a 300 mV como valor de full escala, para los músculos gastrocnemio lateral y gastrocnemio medial se estableció en 1 V. Dicha

diferencia en el valor de máxima escala entre algunos músculos es un indicativo de la magnitud de la amplitud de las señales EMG intermusculares durante el ciclo de la marcha. También se aprecia la frecuencia de muestreo de las señales EMG (500 muestras/s) y de la señal del goniómetro (200 muestras/s).

Las dos funciones de conversión que se plantean se fundamentan en el hecho de que una cuenta de ± 4000 indica un valor positivo o negativo de máxima sensibilidad. En el caso del goniómetro el valor de sensibilidad indica para el valor de máxima cuenta (4000) una angulación de 180° y en el caso de mínima cuenta (-4000) una angulación de -180° .

4.21 ETAPA DE PROCESAMIENTO

A continuación se describe mediante un mapa conceptual la etapa de procesamiento relevante a la implementación del filtro pasa altas para la eliminación de artefactos:



Teniendo en cuenta que la interfaz piel-electrodo permite la adquisición no sólo de la señal inherente al músculo sino de fuentes indeseadas de ruido eléctrico, es precisa la implementación de alguna técnica de filtraje que minimice el efecto de dichas componentes de ruido en la señal EMG, pues llevarían a obtener mediciones erróneas de la actividad muscular. El espectro de frecuencia típico de la señal EMG varía desde 0 hasta 400 Hz, y se sugiere que en el límite de alta frecuencia del espectro la frecuencia de corte del filtro pasa bajos se ajuste donde la amplitud de las componentes de ruido sobrepasan a la amplitud de la señal, consecuentemente se ajusta dicho valor en el rango de 400 a 450 Hz.

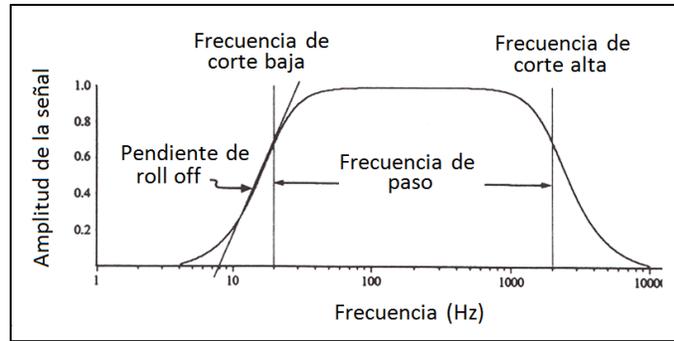


Imagen 26. Parámetros representativos del espectro en frecuencia de una señal.

La frecuencia de muestreo establecida para las señales EMG en el dispositivo DLK900 (Biometrics Ltda), se estableció en 500 samples/s debido a que el dispositivo restringía a 3500 samples/s la frecuencia de muestreo total correspondiente a la suma de las frecuencias de muestreo individuales para cada entrada analógica (señales EMG y señal goniómetro). Dicho parámetro afecta en gran medida el espectro de frecuencia de las señales EMG puesto que el límite de alta frecuencia queda dispuesto en 250 Hz. Sin embargo, ya que el estudio implementado se restringe a músculos grandes, compuestos en mayor proporción por fibras musculares de contracción lenta (en sujetos normales), y además debido a que todas las pruebas de caminata tanto en condiciones normales como bajo el dispositivo IBWS se realizan a bajas velocidades, se puede presumir que las unidades motoras de contracción lenta son las principalmente reclutadas. Bajo esa premisa el límite para la frecuencia superior queda dispuesto en el mínimo aceptable para fibras musculares de ese tipo.

En el límite de baja frecuencia del espectro la ubicación de la frecuencia de corte del filtro pasa altos se ve influenciada por el contenido espectral de baja frecuencia de las fuentes de ruido, el cual se sobrelapa con el contenido de baja frecuencia de la señal EMG. En ese sentido, se cuenta actualmente con estándares respecto a la característica del filtraje:

- Recommendations of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology: Frecuencia de corte de 20 Hz.
- Standards for Reporting EMG data: Frecuencia de corte de 5 Hz.
- Journal of Electromyography and Kinesiology: Frecuencia de corte de 10 Hz.
- Surface EMG for Noninvasive Assesment of Muscles (SENIAM): Frecuencia de corte de 10 a 20 Hz.

Existen fuentes intrínsecas y extrínsecas de ruido de baja frecuencia que pueden contaminar la señal EMG. Las dos fuentes de ruido extrínseco (ruido de la red eléctrica y los artefactos producto del movimiento de los cables), se pueden eliminar casi en su totalidad con la tecnología moderna disponible y un diseño circuital apropiado del módulo de front-end en el electromiógrafo; ya que el instrumento utilizado para la medición de la actividad EMG es el dispositivo certificado del fabricante Biometrics Ltda, se asume que dichas fuentes de ruido extrínseco son minimizadas totalmente por el equipo.

Las dos fuentes de ruido intrínseco, una originada en la etapa de amplificación del sistema de front-end (ruido térmico) y la otra en la interfaz piel-electrodo (ruido electro-químico) forman una línea base de ruido que puede ser evidenciada siempre que un electrodo es ajustado a la piel. Una fuente de ruido adicional producto de artefactos por movimiento generada también en la interfaz piel-electrodo se origina cuando el músculo se mueve bajo la piel, resultando en un voltaje variante en el tiempo a través de los dos electrodos.

Para minimizar el efecto de las fuentes de ruido antes mencionadas se sigue las disposiciones de Carlo J. De luca et al. (2010), según las cuales, se recomienda la implementación de un filtro digital pasa altas Butterworth de orden 4 con frecuencia de corte de 20 Hz para aplicaciones de biomecánica, entre ellas el estudio de la marcha humana. El tipo de filtro fue

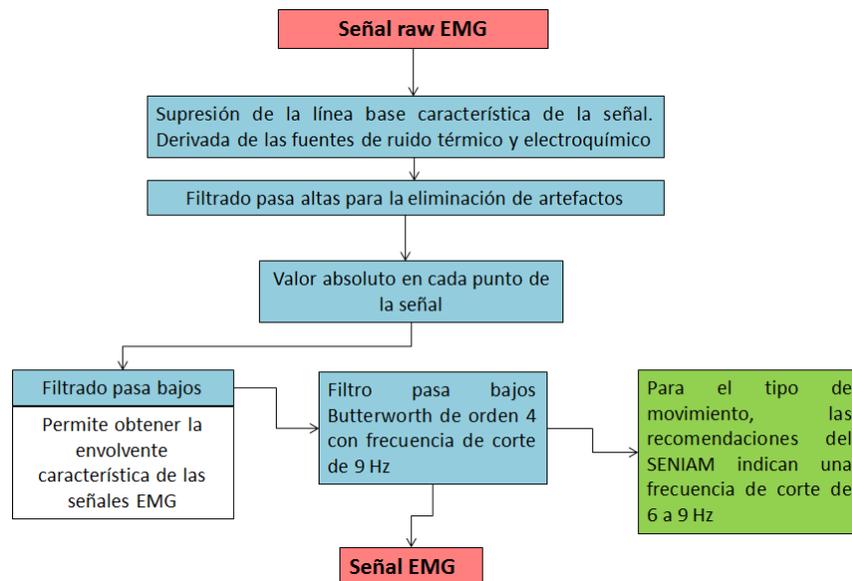
diseñado para tener una respuesta de frecuencia lo más plana posible en la banda de paso, y se establece el orden del mismo debido a que éste exhibe menos sobre-pico y tiene un tiempo de estabilización más rápido en respuesta a los transitorios de la señal respecto a mismos tipos de filtros de orden menor. La frecuencia de corte en 20 Hz se establece debido a que en pruebas de EMG que involucran movimiento a baja velocidad, se ha encontrado que el contenido en frecuencia de la señal está presente entre 20 a 200 Hz, con las mayores componentes espectrales en las frecuencias más bajas y decayendo rápidamente cerca de 20 Hz.

La función `butter` permite diseñar un filtro digital Butterworth de orden $n=4$ de tipo pasa altos 'high' con una frecuencia de corte normalizada $W_n = F_c^*/F_e$, siendo F_e la frecuencia de muestreo y F_c la frecuencia de corte sin normalizar. Ésta función devuelve los ceros y polos en los vectores columna z y p de longitud n . La función `muscle = filtfilt(B, A, muscle)` realiza un filtrado digital de fase cero mediante el procesamiento de los datos de entrada `muscle`. El vector B provee los coeficientes del numerador del filtro y el vector A proporciona los coeficientes del denominador. La señal resultante tiene las siguientes características:

- Distorsión de fase cero para la señal filtrada.
- `filtfilt` minimiza la puesta en marcha y finalización transitorios en la señal a filtrar.

La función `detrend` se utiliza para remover el valor medio o la tendencia lineal de un vector o matriz, o en éste caso la línea base que se presenta al ajustar el electrodo a la piel. Esta función calcula el ajuste de mínimos cuadrados de una línea recta (o en éste caso una línea compuesta para tendencias lineales por partes) a los datos y resta la función que resulta de los datos.

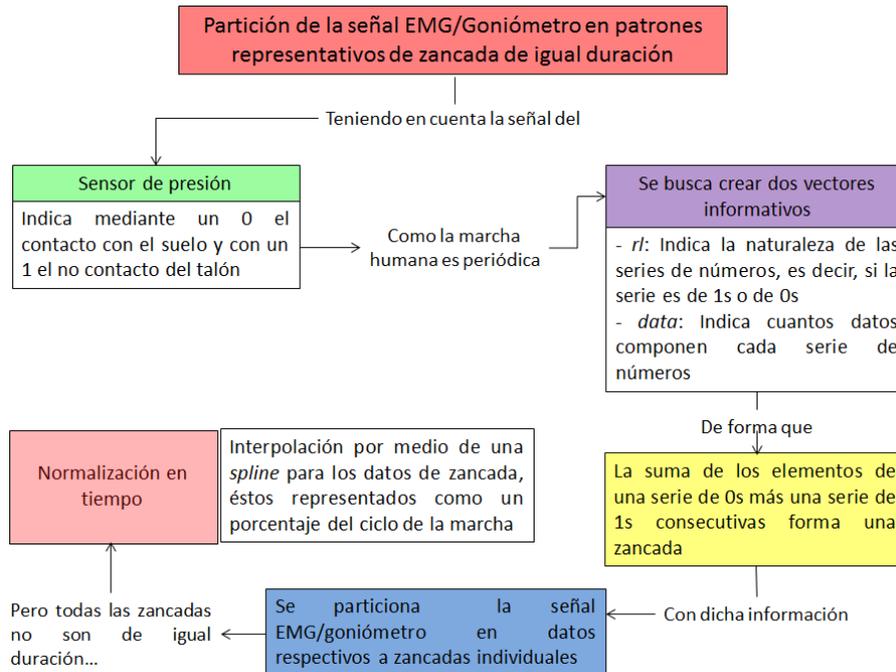
A la señal raw EMG filtrada se le aplica el procesamiento clásico para la determinación de la señal EMG característica, dicho proceso se muestra a continuación:



La función `muscle=abs(muscle)` devuelve un arreglo nuevo, para el que cada elemento es el valor absoluto del elemento correspondiente a la señal raw EMG. También se implementa un filtro pasa bajos Butterworth de orden 4 con frecuencia de corte de 9 Hz. Esta elección del parámetro de la frecuencia de corte es un compromiso entre la rapidez con la que se presentan fluctuaciones en la amplitud y qué tan confiable es la estimación de la amplitud. Una baja frecuencia de corte da una estimación más fiable de la amplitud, pero no puede captar los cambios rápidos, mientras que una frecuencia de corte mayor permite captar contracciones rápidas pero con una amplitud ruidosa. Respecto a la tarea a realizar en las pruebas por el sujeto

experimental, la frecuencia de corte que se menciona en las recomendaciones del SENIAM es de 6 a 9 Hz para movimientos lentos.

Para la estimación de los ciclos de la marcha se considera la señal de contacto del talón de la pierna instrumentada con el piso, la cual es adquirida por medio del sensor de presión (footswitch). Dicho proceso se muestra en el siguiente diagrama:



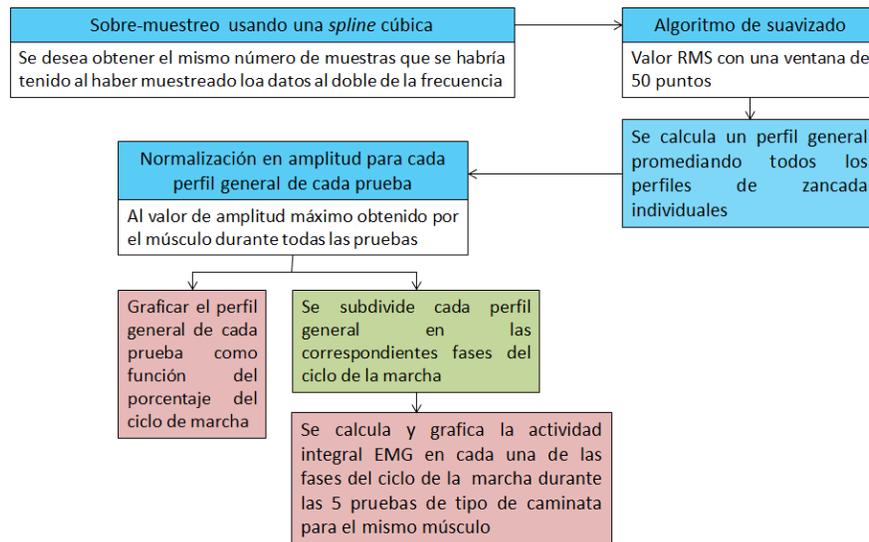
Como la señal digital que representa al footswitch contiene sólo valores de 1 y 0, donde 1 implica que no hay contacto con el piso y 0 indica contacto del talón con el piso, y además como la marcha es periódica se tiene que dicha señal presenta series de unos seguida por series de ceros dependiendo del número de zancadas realizadas en la prueba. El procedimiento inicialmente busca crear dos vectores informativos *r1* y *data*, el primero es un vector que contiene información acerca de las series de unos o ceros, es decir, indica si los primeros datos que componen el vector son 0s o 1s, seguidos por otra serie de unos o ceros y así continuamente hasta el final de la señal. El vector *data* indica la cantidad de elementos que componen la serie de 1s o de 0s. Con dichos vectores se puede estimar la cantidad de elementos que componen una zancada, siendo ésta cantidad de elementos la suma entre un periodo que comienza por una serie de 0s seguida por una serie de 1s, con la cual se puede particionar la señal EMG en ciclos de zancada individuales, los cuales son almacenados en la variable *PartCell*. Sin embargo como los patrones de zancada no son estrictamente iguales, en el mejor de los casos pueden variar en cerca de 10 ms, se hace necesario realizar una normalización de dichos patrones individuales, para ello se implementa la función *Part_ciclos_marcha*.

Ésta es una función que recibe la variable que contiene los elementos que representan los ciclos de zancada individuales *PartCell*, junto con una variable *DurZanz* a cuyo valor se normalizan la cantidad de elementos que componen cada zancada. El método propuesto para la normalización se basa en la interpolación por medio de una spline¹⁸ para los datos de zancada, éstos

¹⁸ Según [25] en el sub-campo matemático del análisis numérico, un spline es una curva diferenciable definida en porciones mediante polinomios; se utiliza a menudo la interpolación mediante splines porque da lugar a resultados similares requiriendo

representados como porcentaje del ciclo de la marcha, es decir, si inicialmente una zancada contenía una duración de 830 muestras, cada una indicadora de un porcentaje del ciclo de la zancada, se interpola dicho vector a un nuevo perfil con 1000 muestras. El valor de 1000 para el total de muestras se escogió debido a la cercanía de éste a la duración promedio de todos los pasos adquiridos.

El procesamiento con el cual se continúa se puede jerarquizar de acuerdo a la estructura del siguiente diagrama:



Inicialmente se realiza un sobre muestreo de la señal EMG para obtener el mismo número de muestras que si se hubiese muestreado al doble de la frecuencia. La anterior función aplica una interpolación mediante una spline cúbica a cada uno de los patrones de zancada almacenados en la variable `PartCell`. El siguiente paso es aplicar un algoritmo de suavizado a la señal EMG, dicho algoritmo es el valor RMS con una ventana de 50 puntos. La función `rms.m` que se utiliza (A. Bolu Ajiboye 2011), recibe un número entero que representa la longitud de la ventana RMS en muestras (50), el siguiente número indica el número de muestras a superponer para ventanas adyacentes (0), y el último valor que puede ser 0 o 1 es una bandera que indica si se desea rellenar con ceros al final de los datos después de la última ventana (1 para SI, 0 para NO).

Siguiente al algoritmo de suavizado se calcula un perfil general promedio de todos los perfiles de zancada individuales. Una vez se ha determinado un perfil promedio característico para el patrón de zancada de una señal EMG específica en todas las pruebas previstas (4 pruebas de velocidad en caminata normal, 4 pruebas en el dispositivo IBWS a 0 %, 10 %, 20 % y 30 % de alivio de carga corporal) se procede a realizar una normalización en amplitud, para todas las señales EMG correspondientes al mismo músculo, al valor máximo alcanzado durante todos los ciclos de prueba.

Una vez todos los perfiles se encuentran normalizados en amplitud, se puede realizar la comparación entre las diferentes pruebas del estudio a las velocidades establecidas. A continuación se subdivide cada uno de los perfiles característico hallado, en las correspondientes fases del ciclo de la marcha:

- Fase inicial de apoyo o de respuesta inicial a la carga: 0 - 12 %.
- Fase media de apoyo: 12 - 30 %.

solamente el uso de polinomios de bajo grado, evitando así las oscilaciones, indeseables en la mayoría de las aplicaciones, encontradas al interpolar mediante polinomios de grado elevado. Para el ajuste de curvas, los splines se utilizan para aproximar formas complicadas.

- Fase final de apoyo: 30 – 50 %.
- Fase previa de oscilación: 50 – 62 %.
- Fase inicial de la oscilación: 62 – 75 %.
- Fase media de la oscilación: 75 – 87 %.
- Fase final de la oscilación: 87 – 100 %.

Luego se calcula la actividad integral de cada una de las fases del ciclo de marcha durante todas las pruebas realizadas para el mismo músculo. De ésta forma se logra obtener información relacionada al total de la actividad muscular por ciclos de la marcha para todas las pruebas realizadas.

De manera similar se procesa la señal del goniómetro de rodilla; en ésta señal primero se identifica la actividad angular correspondiente a cada una de las zancadas realizadas en la prueba, teniendo en cuenta el marcador de tiempos descrito por la señal del footswitch, guardando en la variable `PartCell` los datos individuales de cada zancada. Posteriormente se realiza una normalización en tiempo de cada patrón angular característico a un estimado de 550 muestras, valor cercano al promedio de muestras contenidas por cada zancada. Al final se realiza un promedio entre todos los patrones de zancada normalizados para cada prueba.

4.22 ETAPA DE ANALISIS ESTADÍSTICO

Ya que uno de los propósitos del trabajo es comparar el efecto de la caminata en condiciones normales y en el dispositivo IBWS con alivio de 0 % de alivio de carga, se sigue con proceso desarrollado por Hidler, Wall (2004) entre la caminata en condiciones humanas y el realizado en el dispositivo Lokomat (Hocoma Labs), el cual se basa en el análisis de la varianza (ANOVA) de dos factores: El tipo de caminata y la velocidad de deambulaci3n. En éste análisis se relacionan los factores antes mencionados para cada una de las fases del ciclo de la marcha; la funci3n `ANOVAmatrix` se implementa para recibir los datos correspondientes a la actividad muscular de cada musculo durante una fase específica del ciclo de la marcha y sobre ésta realizar el análisis estadístico respectivo. El modelo de la matriz a la cual se le aplica el ANOVA de dos factores se muestra en la imagen 27.

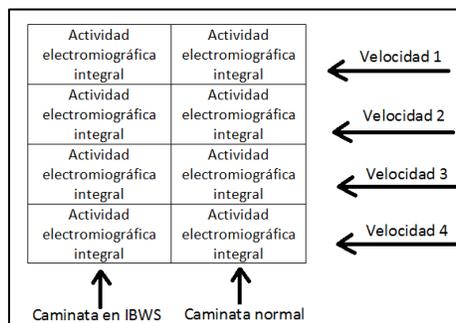


Imagen 27. Formato de la matriz de análisis de la varianza para un músculo específico en una fase de la marcha específica.

5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

5.1 PATRONES DE ACTIVACIÓN MUSCULAR

Para los patrones de activación muscular característicos a cada una de las pruebas en condiciones normal, con alivio de peso corporal del 0 %, 10 %, 20 % y 30 % a cada una de las 4 velocidades de marcha, se obtuvieron los siguientes resultados:

a). Glúteo medio:

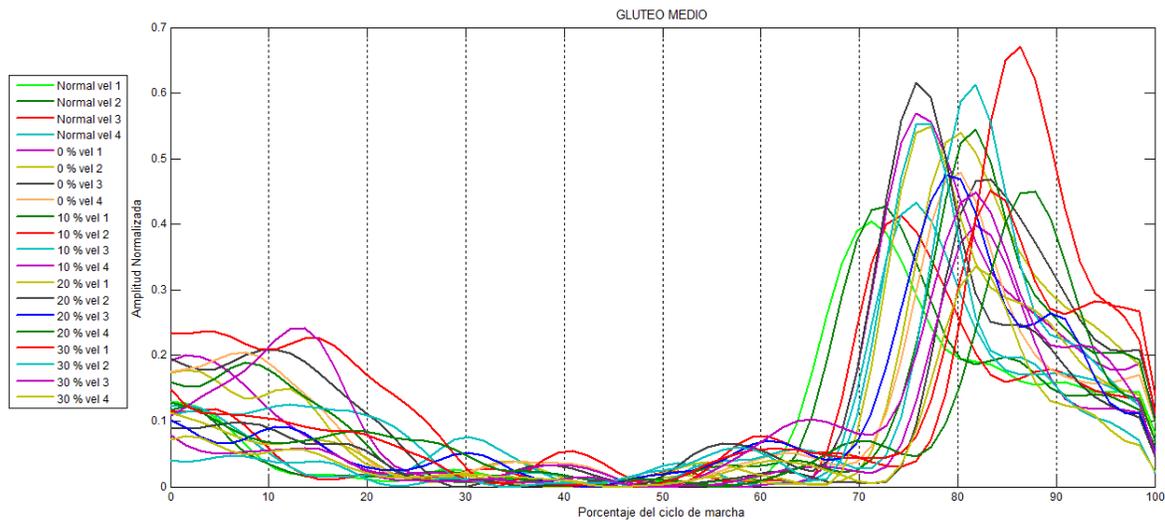


Imagen 28a. Patrones característicos de la señal EMG del glúteo medio durante las pruebas del estudio.

Gráfica en detalle:

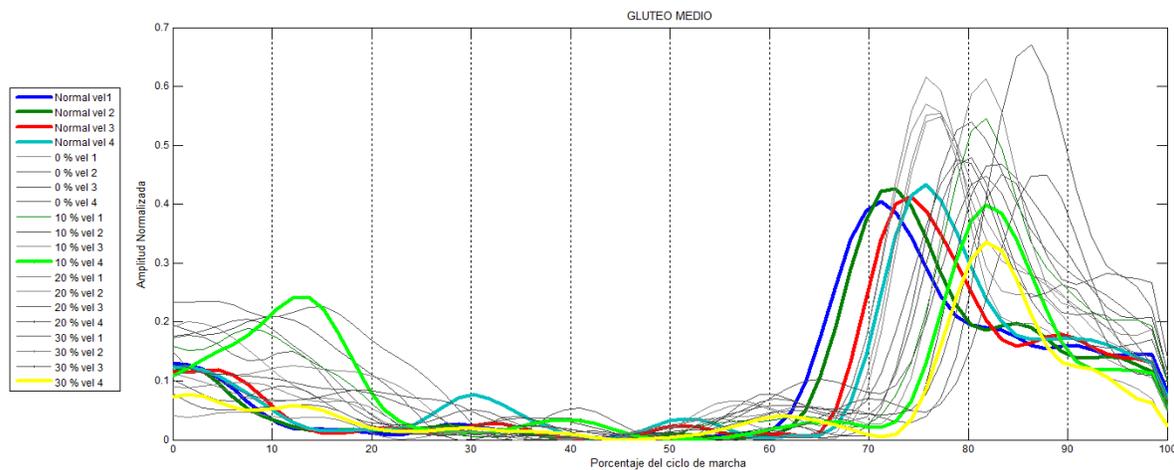


Imagen 28b. Detalle de los patrones característicos de la señal EMG del glúteo medio durante las pruebas del estudio.

En la gráfica 28 (a y b) se observa que (salvo para los patrones de caminata 10 % vel 3, cuya amplitud es inusualmente mayor que las demás) el patrón de activación muscular del glúteo medio durante la marcha tiene su principal fase de activación durante la fase inicial de la oscilación para las señales adquiridas durante la marcha normal, mientras que para las señales adquiridas bajo las condiciones impuestas por el dispositivo IBWS la principal fase de activación ocurre durante la fase media de la oscilación. Igualmente es evidente que el efecto del dispositivo IBWS también se refleja en un aumento de la amplitud de las señales EMG, respecto a la amplitud de las señales adquiridas sin la influencia del dispositivo. Éste comportamiento en la amplitud de las señales es similar al observado por [3] en el dispositivo Lokomat, haciendo la salvedad de que en dicho estudio no se consideraron descargas de peso corporal en el sujeto.

b). Recto femoral:

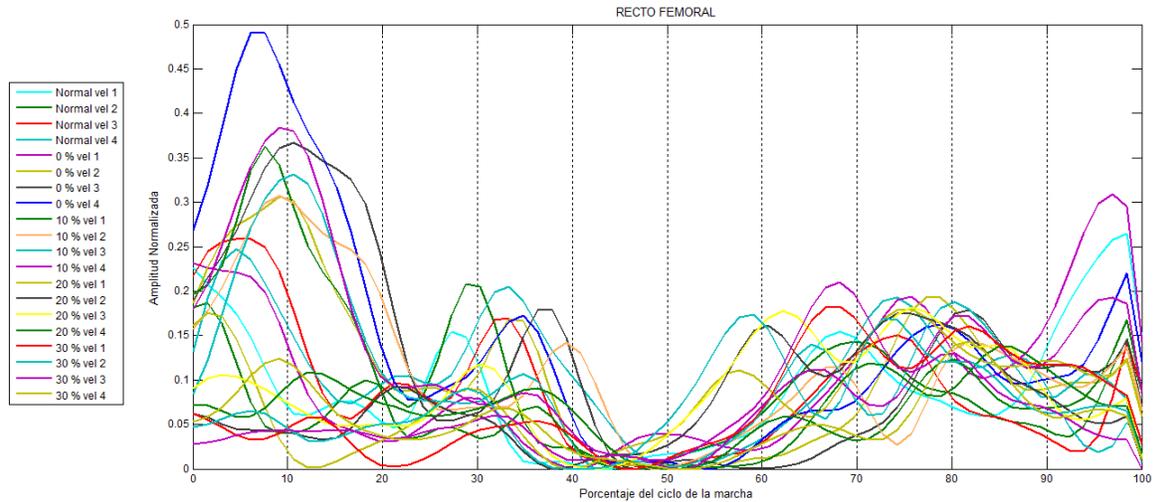


Imagen 29a. Patrones característicos de la señal EMG del recto femoral durante las pruebas del estudio.

Gráfica en detalle:

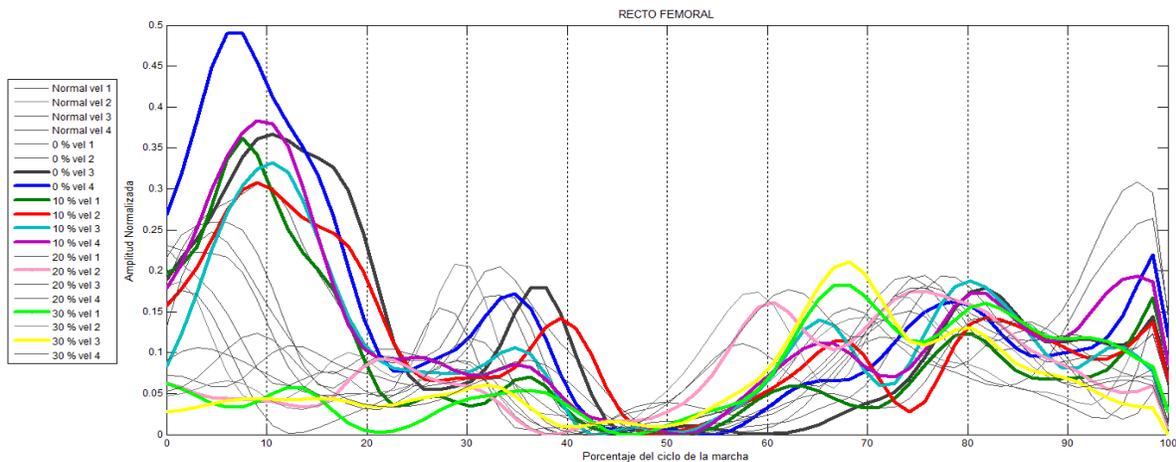


Imagen 29b. Detalle de los patrones característicos de la señal EMG del recto femoral durante las pruebas del estudio.

En la imagen 29 (a y b) se observa que el patrón de activación muscular del recto femoral durante la marcha tiene su principal fase de activación durante la fase inicial del apoyo. Resulta interesante destacar que en éste caso las señales que poseen la mayor amplitud son las adquiridas en el dispositivo IBWS para los casos de alivio de carga de 0 % y 10 %, mientras que las señales que poseen la menor amplitud son las representativas de las pruebas en el dispositivo IBWS bajo las condiciones de alivio de carga de 20 % y 30 %, siendo ésta última la que presenta los menores niveles. Además de la activación muscular en la fase inicial del apoyo, también se destaca la activación en el límite entre la fase final del apoyo y la fase previa de la oscilación, y en el límite entre la fase inicial de la oscilación y la fase media de la oscilación. Al final de la fase de oscilación también se destaca una activación muscular bastante importante. Es de destacar que el comportamiento de los patrones de actividad muscular de las pruebas con alivio del 0 % frente a las pruebas en caminata normal se asemejan a los observados por [3], [4] para el dispositivo Lokomat.

c). Vasto lateral:

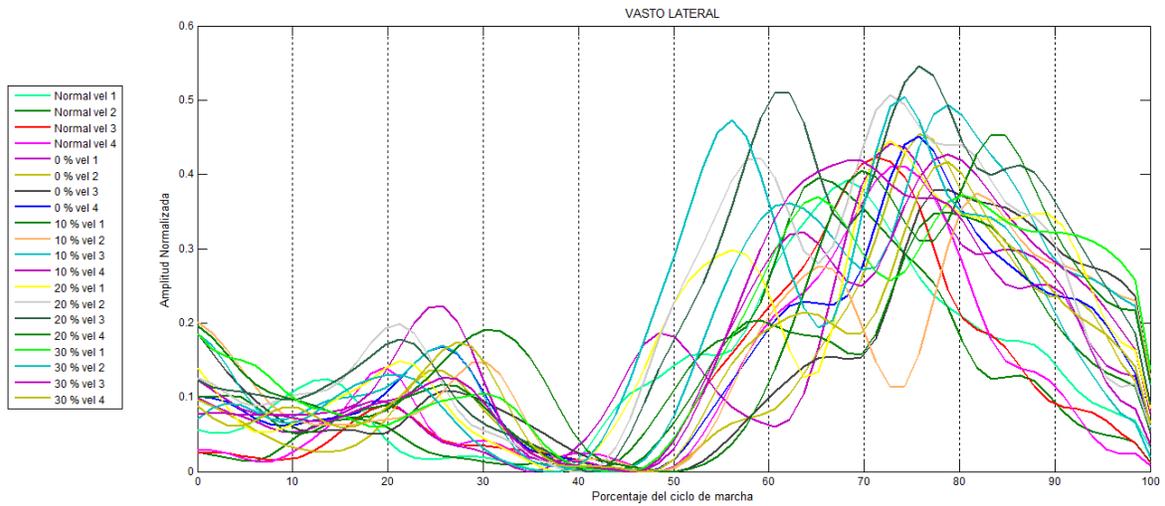


Imagen 30a. Patrones característicos de la señal EMG del vasto lateral durante las pruebas del estudio.

Gráfica en detalle:

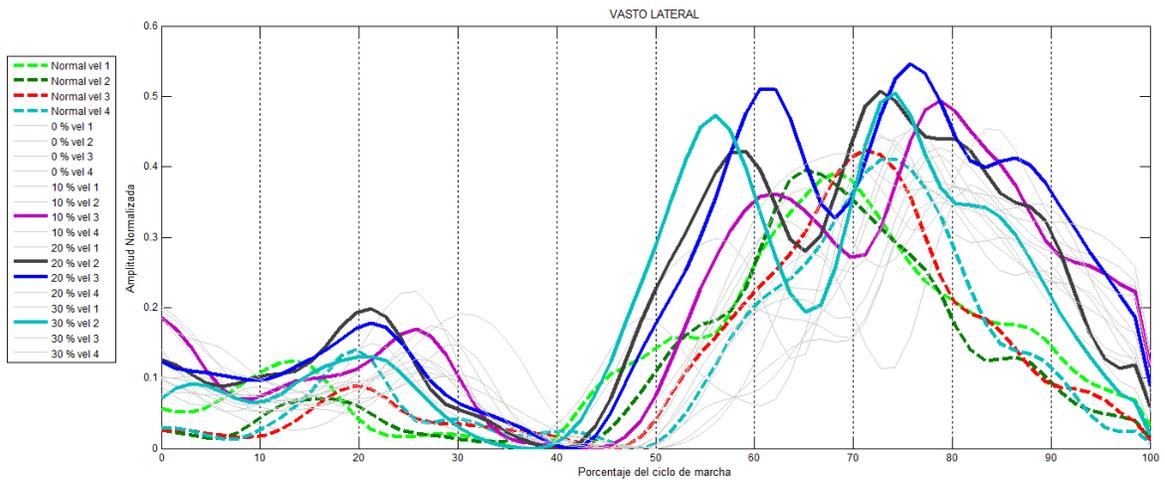


Imagen 30b. Detalle de los patrones característicos de la señal EMG del vasto lateral durante las pruebas del estudio.

En la imagen 30 (a y b) se destaca la activación muscular durante la fase previa de la oscilación y durante la fase media de la oscilación; en dichas fases se aprecia que las señales de mayor amplitud están relacionadas a las pruebas bajo la influencia del dispositivo IBWS. Igualmente se observa que en las dos fases de activación principal del músculo, las señales adquiridas en condiciones normales presentan su periodo de activación antes que las señales adquiridas en el dispositivo IBWS. Nuevamente se destaca que la relación entre las pruebas en condición normal y en el dispositivo IBWS con un alivio del peso corporal del 0 %, muestran un aumento en la amplitud de la señal obtenida bajo la última condición, lo cual se asimila a lo observado por [3], [4] en las pruebas con el dispositivo Lokomat.

d). Gastrocnemio lateral:

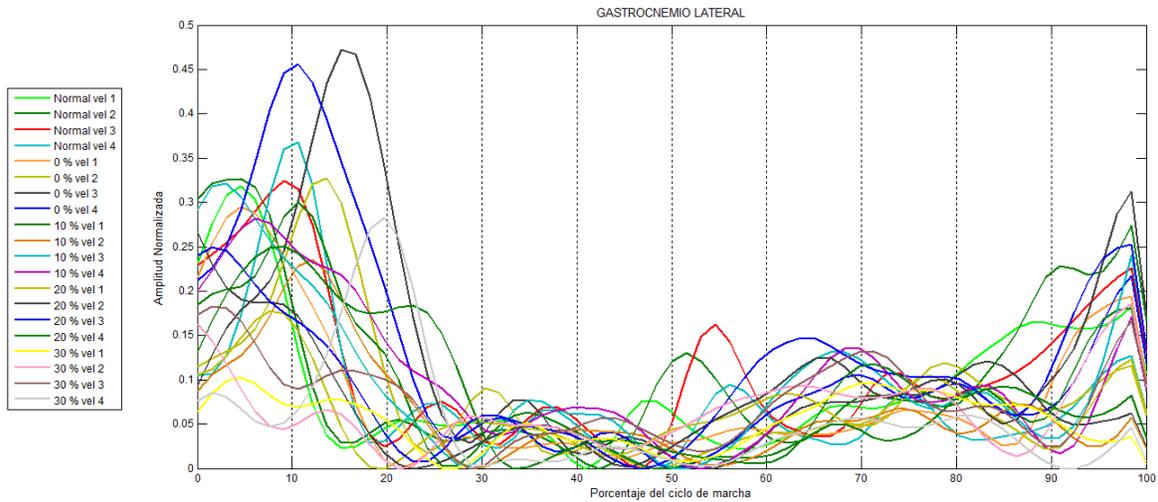


Imagen 31a. Patrones característicos de la señal EMG del gastrocnemio lateral durante las pruebas del estudio.

Gráfica en detalle:

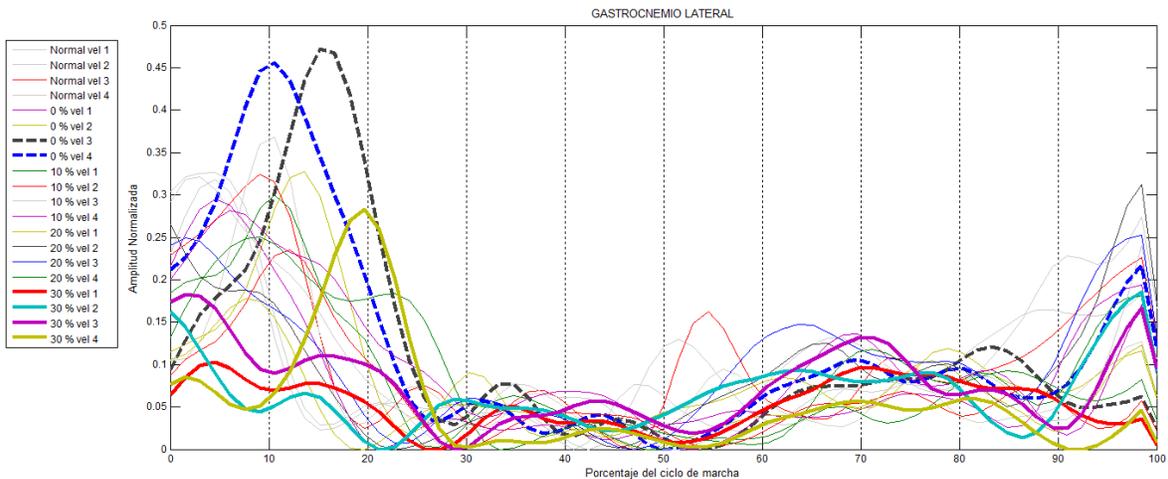


Imagen 31b. Detalle de los patrones característicos de la señal EMG del gastrocnemio lateral durante las pruebas del estudio.

En la imagen 31 (a y b) se observa que el patrón característico de la señal del músculo gastrocnemio lateral presenta su mayor activación en la fase inicial del apoyo para las pruebas realizadas en condición normal, mientras que para la mayoría de las pruebas bajo la influencia del dispositivo IBWS la mayor activación se registra durante la fase media de apoyo. Se aprecia además que los patrones musculares que poseen los menores rangos de amplitud durante las fases de activación son los que corresponden a las pruebas realizadas bajo el dispositivo IBWS con un alivio del peso corporal del 30 %.

e). Gastrocnemio medial:

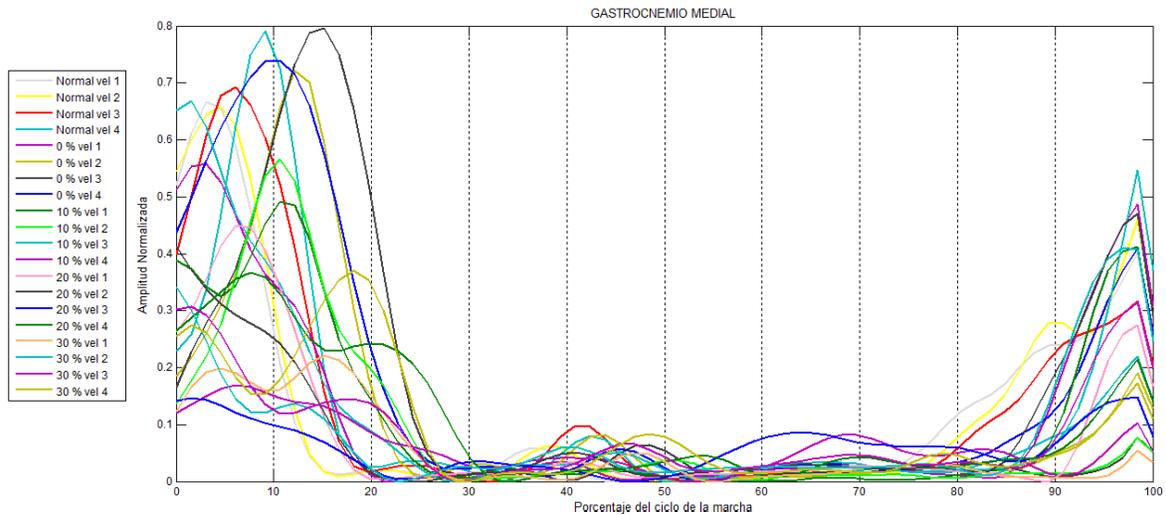


Imagen 32. Patrones característicos de la señal EMG del gastrocnemio medial durante las pruebas del estudio.

Gráfica en detalle:

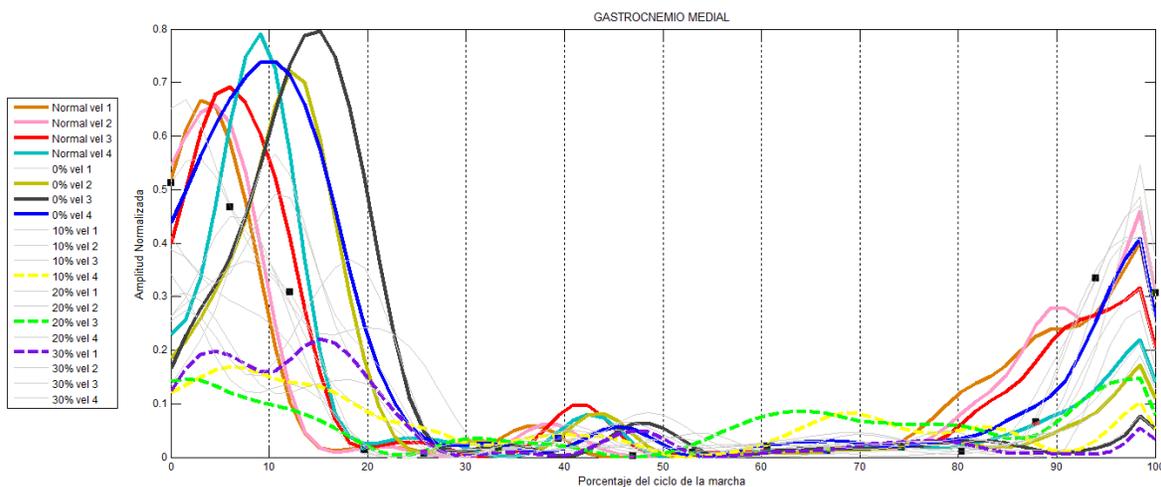


Imagen 32b. Detalle de los patrones característicos de la señal EMG del gastrocnemio medial durante las pruebas del estudio.

En la imagen 32 (a y b) se denota la fuerte actividad muscular del gastrocnemio medial durante las fases inicial del apoyo y media del apoyo, así como en la fase final de la oscilación. Resulta interesante apreciar que la actividad muscular para las pruebas en condiciones normales y con alivio de 0 % en el dispositivo IBWS presentan una mayor amplitud que la que se distingue para las pruebas con alivio de carga del 10 %, 20 % y 30 %, siendo de éstas tres últimas la prueba con alivio del 10 % la que presenta una mayor amplitud para sus señales correspondientes.

5.2 ACTIVIDAD INTEGRAL DURANTE LAS FASES DE LA MARCHA

Para la activación muscular integral durante las 7 fases del ciclo de la marcha en cada una de las pruebas en condiciones normal, con alivio de peso corporal del 0 %, 10 %, 20 % y 30 % a cada una de las 4 velocidades de marcha, se obtuvieron los siguientes resultados:

a). Glúteo medio:

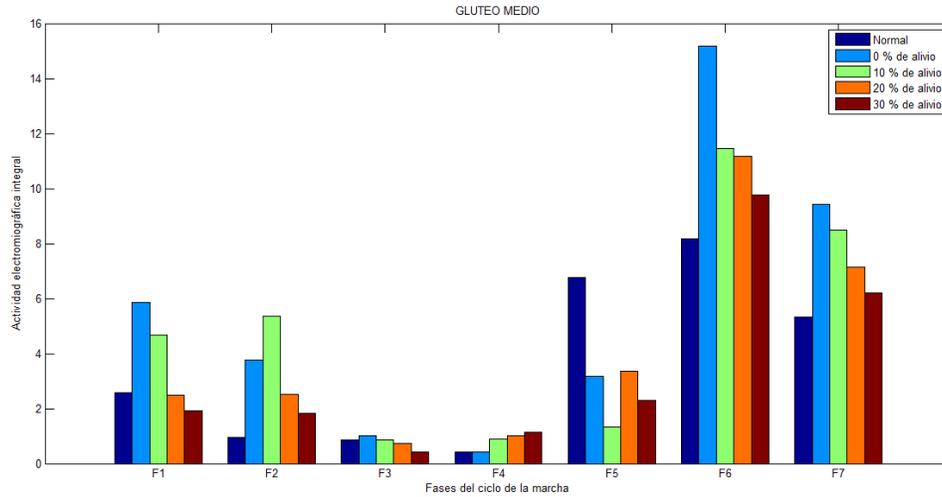


Imagen 33. Actividad integral del glúteo medio clasificada por los ciclos de marcha.

En la imagen 33 se observa que la fase que contiene la mayor actividad integral para todas las pruebas realizadas es la fase media de la oscilación. Igualmente es evidente que las pruebas bajo influencia del dispositivo IBWS presentan una actividad integral mayor para todas las fases, con excepción de la fase inicial de la oscilación.

b). Recto Femoral:

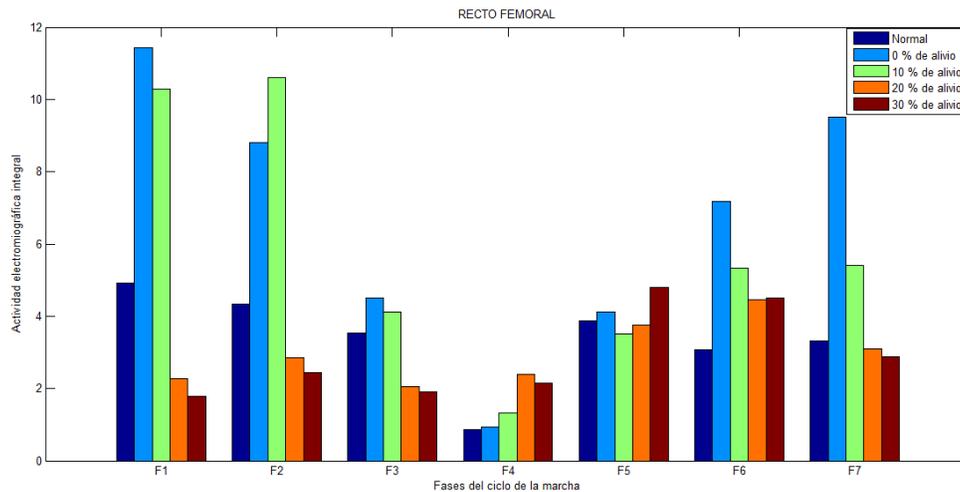


Imagen 34. Actividad integral del recto femoral clasificada por los ciclos de marcha.

En la imagen 34 se evidencia que en las fases de mayor actividad integral, inicial de apoyo, fase media de apoyo, media de la oscilación y final de la oscilación, las pruebas con alivio de peso corporal de 0 % y de 10 % en el dispositivo IBWS son las que presentan los mayores registros, además se resalta que en todas las fases, menos en la fase previa de la oscilación, las pruebas con descarga de peso corporal de 20 % y del 30 % en el dispositivo IBWS son las que presentan los menores registros de actividad muscular integral.

c). Vasto lateral:

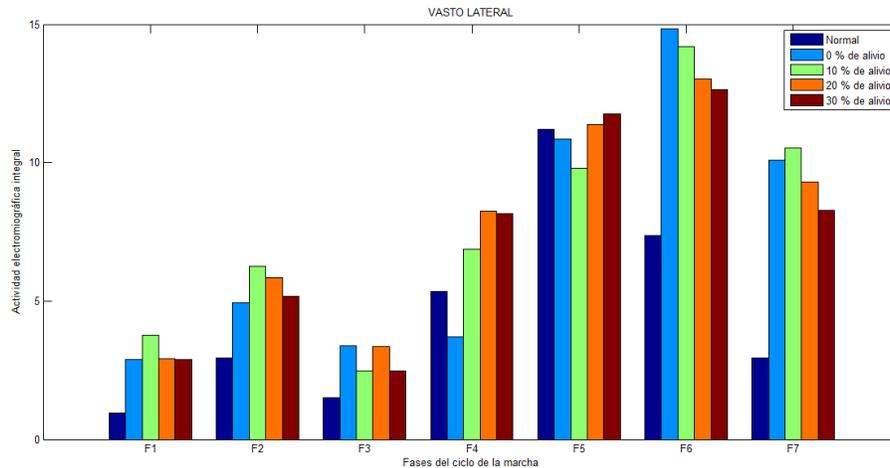


Imagen 35. Actividad integral del vasto lateral clasificada por los ciclos de marcha.

En la imagen 35 correspondiente a la actividad muscular integral por los ciclos de la marcha, se observa que la fase de mayor activación muscular es la fase media de la oscilación. Algo particular respecto a los resultados plasmados para ésta fase es que la actividad integral bajo condiciones de caminata normal es bastante menor respecto a la actividad hallada bajo influencia del dispositivo IBWS. En general la actividad integral en condiciones de caminata normal es menor para todas las fases de la marcha respecto a la actividad bajo el dispositivo IBWS.

d). Gastrocnemio lateral:

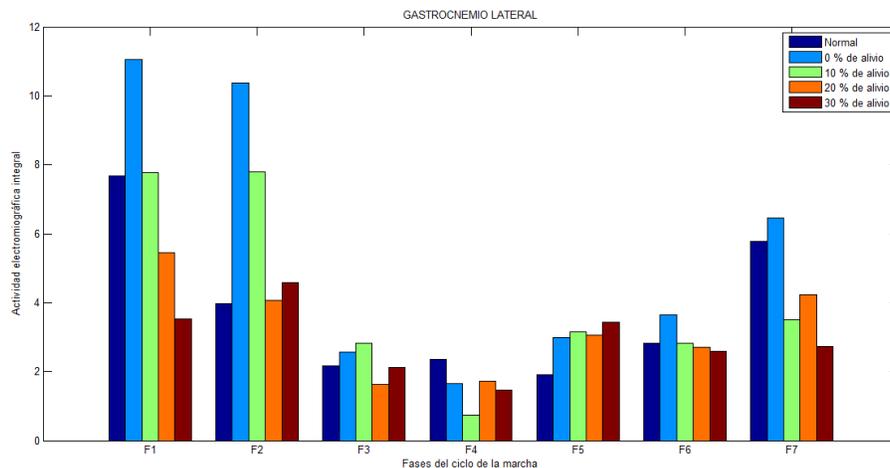


Imagen 36. Actividad integral del gastrocnemio lateral clasificada por los ciclos de marcha.

En la imagen 36 se evidencia que la actividad muscular integral bajo las condiciones de alivio de peso corporal de 0 % en el dispositivo IBWS es mayor que la actividad integral de los otros registros. Igualmente es claro que la actividad integral para las pruebas de alivio de peso corporal de 10 %, 20 % son las que presentan los niveles menores. Las fases de mayor actividad para éste músculo son las fases de inicio del apoyo, fase media de apoyo y final de la oscilación.

e). Gastrocnemio medial:

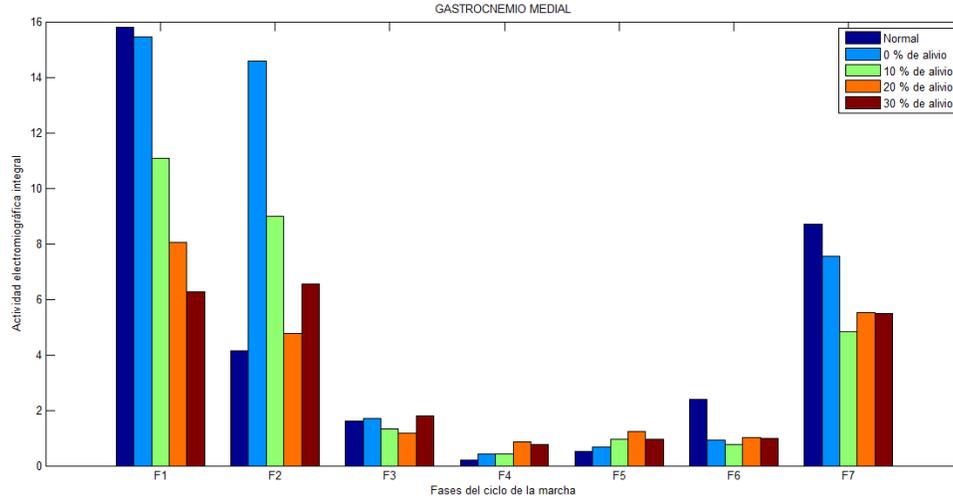


Imagen 37. Actividad integral del gastrocnemio medial clasificada por los ciclos de marcha.

En la imagen 37 se denota la importante actividad muscular integral durante las fases inicial del apoyo, media de apoyo y final de la oscilación. Se observa que en dichas fases la actividad integral bajo las pruebas de 20 % y 30 % de alivio de peso corporal en el dispositivo IBWS presentan los menores registros. También se denota que en las fases inicial del apoyo y final de la oscilación la actividad integral en condiciones normales es mayor que en las otras pruebas, lo cual se asemeja a lo observado por [3] en el dispositivo Lokomat con una descarga del peso corporal del 0 %.

5.4 ANÁLISIS DE LA VARIANZA DE DOS FACTORES

Teniendo en cuenta el análisis estadístico empleado por [3] para relacionar la respuesta electromiográfica muscular obtenida según el tipo de caminata, normal y con alivio de carga del 0 % en el dispositivo IBWS, para las 4 velocidades empleadas 0.6, 0.7, 0.8, y 0.9 m/s se realizó un análisis de la varianza de dos factores (tipo de caminata y velocidad) el cual se presenta en la siguiente tabla:

Músculo	Inicial del apoyo	Media del apoyo	Final del apoyo	Previa a la oscilación	Inicial de la oscilación	Media de la oscilación	Final de la oscilación
Gluteo medio	0.0329	0.0169	0.0817	0.0188	0.0106	0.0141	0.0708
Recto femoral	0.0992	0.0087	0.0473	0.0372	0.0457	0.0355	0.0246
Vasto lateral	0.0118	0.0906	0.0232	0.0307	0.5020	0.0137	0.0251
Gastrocnemio lateral	0.0532	0.0092	0.0332	0.0630	0.0286	0.0848	0.0317
Gastrocnemio medial	0.0601	0.0181	0.0766	0.0157	0.0262	0.0269	0.0993

Tabla 7. Comparación estadística de la actividad muscular entre la caminata normal y con alivio de peso corporal del 0 % en el dispositivo IBWS.

La validez de la implementación de éste tipo de análisis, partiendo de la premisa de que se realizaron pruebas sólo en un sujeto experimental, se fundamenta en el hecho de que la comparación entre los perfiles electromiográficos es intra-sujeto. Por otro lado, teniendo en cuenta que como se ha reportado en la literatura (Hof et al., 2002; Ricamoto and Hidler, 2004), para el limitado rango de velocidades probadas (0,6 a 0,9 m/s), no fué posible observar diferencias estadísticamente significativas en la magnitud de las señales EMG para los músculos evaluados en cada una de las siete fases del ciclo de la marcha, ni donde hay interdependencias entre la velocidad y el tipo de caminata.

5.5 PATRONES DE ANGULACIÓN DE LA RODILLA

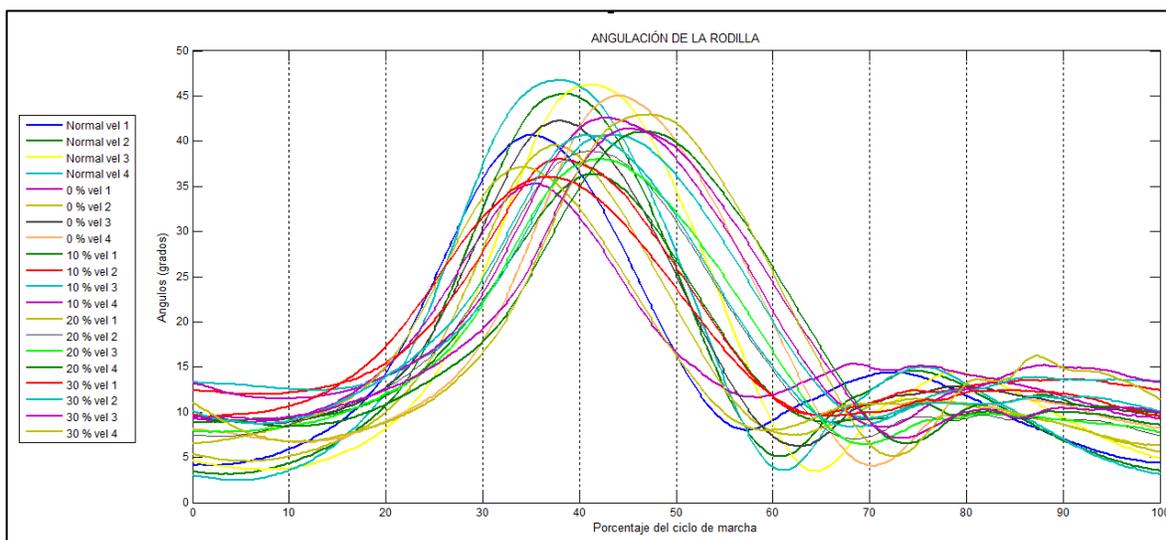


Imagen 38. Patrones de angulación de la rodilla durante las fases de la marcha.

En la imagen 38 se observa que la mayor angulación de la rodilla se registra durante la fase final del apoyo, empezando con una tendencia ascendente de angulación durante la fase media de apoyo y con una tendencia descendente de angulación durante la fase previa de oscilación. En éste apartado es importante resaltar que al momento de realizar la instrumentación al sujeto experimental, el ángulo inicial que registraba el software Biometrics era de 7° . También se observa que la angulación está directamente relacionada a la velocidad del ensayo, puesto que a la mayor velocidad se consiguieron los valores de angulación menores.

6. CONCLUSIONES

El resultado de la experimentación bajo condiciones normales y bajo la influencia del dispositivo IBWS desarrollado en Pontificia Universidad Javeriana, para las pruebas desarrolladas por el sujeto experimental, que éste sistema de alivio de peso ejerce cierta influencia en el patrón de actividad muscular de las señales electromiográficas del miembro inferior instrumentado, lo cual es evidente en el aumento de la amplitud en las fases de mayor activación del ciclo de la marcha para los músculos glúteo medio, recto femoral y vasto lateral, junto con la disminución en la amplitud en las fases de mayor activación del músculo gastrocnemio medial. Una respuesta un tanto similar (para la prueba de 0 % de descarga de peso corporal en el dispositivo IBWS) se había observado por [3], [4] durante los ciclos de la marcha, ya que de forma consecuente se obtuvieron perfiles con mayor actividad integral para ciertos músculos en las pruebas bajo el dispositivo IBWS y para otros músculos se obtuvo registros de actividad integral menor a los adquiridos en condiciones de caminata normal.

Es relevante encontrar que para ciertos músculos en las fases de mayor actividad muscular, la información relacionada con las pruebas de alivio de peso corporal para las descargas de 20 % y 30 % presentan los menores niveles de activación, lo que evidentemente podría llegar a ser un indicativo de menor exigencia del músculo como consecuencia de la asistencia correcta ofrecida por el dispositivo IBWS. La anterior sentencia podría ser errónea si se considerase que para las mismas fases de la marcha se presentase una activación muscular en otros músculos, superior a la relacionada a las otras pruebas de experimentación (en condiciones normales y con alivio del 0 % y del 10 %), pero para las pruebas recolectadas dicha situación no se presentó.

Otra de las características de los patrones de activación de las señales EMG recolectadas que resulta de interés es la influencia del dispositivo IBWS en el momento de iniciación de la actividad muscular principal, esto se puede reconocer al observar que las señales electromiográficas obtenidas en condiciones normales comenzaban su fase de mayor activación antes que las señales obtenidas en condiciones de asistencia.

La influencia de la velocidad se puede observar claramente en el patrón característico de angulación de la rodilla, puesto que a mayor velocidad se observó un mayor nivel de angulación para la articulación para todas las condiciones de caminata normal y alivio de peso corporal en el dispositivo IBWS. Respecto a la influencia en las señales electromiográficas teniendo en cuenta el limitado rango de velocidades probadas (0,6 a 0,9 m/s), no se observaron diferencias estadísticamente significativas en la magnitud de las señales EMG para los músculos evaluados en cada una de las siete fases del ciclo de la marcha.

Para trabajos futuros se aconseja aumentar la frecuencia de muestreo a 1000 samples/s, ya que éste es un estándar que se exige para la documentación y postulación de temáticas de éste tipo que involucran señales EMG superficiales. Teniendo en cuenta que las pruebas realizadas sólo se obtuvieron de un sujeto experimental, sería recomendable repetir la experimentación con varios individuos, de forma que se puedan llegar a consideraciones más generales. Además, como el dispositivo IBWS es un prototipo experimental, se hace imperioso un entrenamiento de sensibilización adecuado para todo aquel que pretenda ejecutar las pruebas mencionadas, ya que durante el estudio implementado fue apreciable la incomodidad a la que se somete el sujeto durante las pruebas con alivio de carga, reconociendo que el sólo hecho de caminar adecuadamente con una extremidad instrumentada no es una actividad totalmente placentera.

Otra recomendación para el estudio de la electromiografía durante la marcha humana en condiciones de alivio corporal, incluiría la utilización de plantillas de presión plantar para la extracción de información como la fuerza de reacción del suelo, la distribución de presión a lo largo de las fases de la marcha, entre otras.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] T. George Hornby et al., "Enhanced Gait-Related Improvements After Therapist-Versus Robotic-Assisted Locomotor Training in Subjects With Chronic Stroke A Randomized Controlled Study," *Stroke, Journal of the American Heart Association*, May 2008.
- [2] Andrés Salguero-Beltrán et al., "On the design of an ischiatic body weight support system (IBWS) for gait rehabilitation," in *The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomechanical Robotics and Biomechatronics*, Roma, Italy, June 24-27, 2012.
- [3] Wall A. E. and Hidler J. M., "Iterations in EMG patterns during robotic assisted walking," in *Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast*, 2004, pp. Page(s): 198-199.
- [4] Barroso Filipe, Santos C., and Moreno J. C., "Influence of the human gait: An electromyographic and kinematic analysis," in *Bioengineering (ENBERG), 2013 IEEE 3rd Portuguese Meeting*, 2013, pp. Page(s): 1-6.
- [5] Carlo Frigo and Paolo Crenna, "Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art," *Clinical Biomechanics*, pp. 236-245, 2009.
- [6] Hermens H. and Freriks B. (Eds.), "SENIAM, The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography, a proposal for sensor placement procedures," *Deliverable of the SENIAM Project*, vol. Roessingh Research and Development b.v., 1997.
- [7] Farina D., Merletti R., Indino B., and Graven-Nielsen T., "Surface EMG crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. Reflections on crosstalk interpretation, quantification and reduction," *Meth. Inf. Med.* 43, pp. 30-35, 2004.
- [8] Olney S. and Winter D.A., "Prediction of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data," *J. Biomech*, vol. 18, pp. 9-20, 1985.
- [9] Nielsen J., Arendt-Nielsen L., and Pedotti A., "Power spectrum analysis of the rectified electromyogram during gait for normals and patients," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 4, no. 105-115, 1994.
- [10] Kadaba M., Wooten M., Gainey J., and Cochran G., "Repeatability of phasic muscle activity, performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis," *J. Orthopaed*, vol. Res. 3, pp. 350-359, 1985.
- [11] Gabel R.H. and Brand R.A., "The effects of signal conditioning on the statistical analyses of gait EMG," *Electroenceph. Clin. Neurophysiol*, vol. 93, pp. 188-201, 1994.
- [12] Shiavi R., Frigo C., and Pedotti A., "EMG Signals during gait, criteria for envelope filtering and number of strides," *Med. Biol. Eng. Comput*, vol. 36, pp. 171-178.
- [13] Jee Hong Quach, "Surface Electromyography: Use, Design & Technological

- Overview," Concordia University, Project report in partial fulfilment of: ENGR 6191, Introduction to Biomedical Engineering 2010.
- [14] Marzhan Mozhanova, "Design of a High Resolution Surface Electromyogram (EMG) Conditioning Circuit," Worcester Polytechnic Institute, 2012.
- [15] Carlo J. De Luca, L. Donald Gilmore, Mikhail IKuznetsov, and Serge H. Roy, "Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 1573-1579, 2010.
- [16] Gerard J. Tortora and Bryan H. Derrickson, *Principles of Anatomy and Physiology*, 13th ed.: John Wiley & Sons, Inc.
- [17] Dawn A. Tamarkin. (2014, February) Springfield Technical Community College. STCC.edu. [Online].
<http://faculty.stcc.edu/AandP/AP/AP1pages/nervssys/unit10/resting.htm>
- [18] Allan Siegel and Hreday N. Sapru, *Essential Neuroscience*, Second Edition ed., Lippincott Williams & Wilkins, Ed.
- [19] Mark F. Bear, Barry W. Connors, and Michael A. Paradiso, *Neuroscience: Exploring the Brain*, Third Edition ed., Lippincott Williams & Wilkins, Ed.
- [20] Merletti Roberto and Parker Philip A., *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*, J. Wiley and IEEE Press, Ed., 2004.
- [21] Konrad Peter. (2005, April) NORAXON.com. [Online].
<http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf>
- [22] Netter Frank H, *Atlas of Human Anatomy*, 5th ed., Elsevier Health Sciences, Ed.
- [23] Saucedo Romero Miguel Angel, "Valoración de la Marcha Humana," Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., Tesis para optar por el título de Ingeniero Mecánico 2009.
- [24] Joseph D. Bronzino, *Medical Devices and Systems*, Biomedical Engineering Handbook, Third Edition ed.: CRC Press, 2006.
- [25] (2013, March) Wikipedia, La enciclopedia libre. *Spline*. [Online].
<http://es.wikipedia.org/wiki/Spline>
- [26] Carlo Frigo and Paolo Crenna, "Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, pp. 236-245, 2009.