

# PROYECTO FINAL INTEGRADOR

## INGENIERÍA BIOMÉDICA

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

ESTUDIANTE: Hernán Gustavo Rossi

LEGAJO: CYT-6536

SUPERVISOR: Marcos Brusa

CO-SUPERVISOR: Fernando Salvucci

FECHA: noviembre 2019



Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

## **Agradecimientos**

A mi familia por apoyarme y ser el sostén desde un principio...

A mis amigos por acompañarme en tantos días y noches de estudio...

A Guillermo Lamura, Marcos Brusa, Fernando Salvucci, Agustina Portu y Javier Guevara por ser mis guías en este proyecto...

A Leo Casal que dispuso de su tiempo y conocimiento para que todo esto sea posible...

## Resumen

En la Argentina las personas con discapacidades motrices carecen habitualmente de servicios adecuados para tratar o rehabilitar sus funciones afectadas, principalmente debido a los altos costos asociados a este tipo de tecnologías. El análisis electromiográfico permite hacer evaluaciones cuantitativas de la condición clínica de aquellos individuos que presentan alteraciones específicas de la marcha humana, posibilitando a los profesionales de la salud evaluar la actividad eléctrica muscular y analizar la evolución del proceso de rehabilitación.

En el presente trabajo se diseñó y desarrolló un sistema inalámbrico simplificado que permite obtener una caracterización electromiográfica de la marcha. El mismo forma parte de un laboratorio integral del análisis de la marcha, compuesto por un módulo de análisis cinemático y otro de carácter cinético, además del electromiográfico sobre el cual se basa este proyecto. Mediante la utilización de microcontroladores de bajo costo, tecnologías de comunicación inalámbrica y software libre, se desarrolló un dispositivo que permite adquirir señales electromiográficas de hasta cuatro grupos musculares en tiempo real. Dichos módulos constan de componentes electrónicos que fueron seleccionados, diseñados y programados para permitir a los profesionales la interpretación de forma sencilla y veloz de la información obtenida. Los resultados finales son almacenados y visualizados mediante una interfaz computacional. Se realizaron pruebas en grupos musculares de miembros superiores e inferiores de un sujeto sano. Los resultados obtenidos están en concordancia con lo hallado en la literatura.

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

**Índice**

Agradecimientos .....2

Resumen .....3

Índice.....4

Introducción.....6

1.1 Antecedentes .....6

1.2 Electromiografía .....6

1.2.1 Unidades motoras .....7

1.2.2 Contracciones musculares .....7

1.2.3 Excitabilidad de las membranas musculares y potencial de acción .....8

1.2.4 Reclutamiento y frecuencia de disparo; amplitud y fuerza de EMG .....11

1.2.5 La señal EMG sin procesar .....12

1.2.6 Factores que influyen en la señal EMG .....13

1.3 Detección y acondicionamiento .....15

1.3.1 Electrodo.....16

1.3.2 Amplificación .....18

1.3.3 Artefactos .....19

1.3.4 Procesamiento.....21

1.4 Relación entre el EMG y las variables biomecánicas .....25

1.4.1 Marcha .....26

1.4.2 Identificación de factores fisiopatológicos .....26

2 Objetivos .....28

2.1 Objetivos específicos .....28

3 Desarrollo de equipamiento.....29

3.1 Sistema de transmisión .....29

3.1.1 Sistema de adquisición .....30

3.1.2 Sistema de control .....32

3.1.3 Sistema de alimentación.....34

3.1.4 Módulo de transmisión .....37

3.1.5 Indicadores .....40

3.1.6 Diagrama en bloques .....41

3.1.7 Circuito esquemático .....42

3.1.8 Circuito impreso .....43

3.1.9 Gabinete .....44

3.2 Sistema de recepción .....45

3.2.1 Diagrama en bloques .....45

3.2.2 Circuito esquemático .....45

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la  
marcha simplificado

3.2.3	Circuito impreso .....	46
3.2.4	Gabinete .....	47
3.3	Interfaz de usuario .....	47
3.3.1	Programación .....	47
3.3.2	Diagramas en bloque .....	50
3.3.3	Ejecutable de aplicación .....	53
4	Caracterización del dispositivo .....	54
5	Prueba en sujetos .....	55
6	Discusión .....	60
7	Conclusiones .....	62
8	Referencias .....	63
9	Anexos .....	66
9.1	Costos de Fabricación .....	66
9.2	Protocolo de toma de muestras electromiográficas .....	68
9.3	La marcha .....	72

## Introducción

### 1.1 Antecedentes

Este trabajo se encuentra basado en un proyecto anterior, el cual consiste en un sistema simplificado de análisis de la marcha de bajo costo, bajo la metodología *open source* realizado por Tecnologías para la Salud y la Discapacidad, INTI. Este sistema está compuesto por un arreglo experimental y un software de adquisición y procesamiento para obtener variables cinemáticas básicas mediante técnicas de videografía digital que permiten interpretar la marcha del individuo sometido al estudio [1].

El estudio del movimiento humano y el control motor se beneficia del uso del electromiograma, en particular EMG de superficie. En los sistemas de análisis de movimiento y marcha no es suficiente con adquirir señales de EMG aisladas, sino que es necesaria la información de otros parámetros de naturaleza mecánica, como por ejemplo la fuerza de reacción del suelo y los grados articulares. [1], [2].

### 1.2 Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica clínica relacionada con el desarrollo, registro y análisis de señales mioeléctricas. Las señales mioeléctricas están formadas por variaciones fisiológicas o patológicas en el estado de las membranas de la fibra muscular [5]. La despolarización de las fibras musculares da como resultado un EMG en el cual el potencial eléctrico varía en magnitud y frecuencia en relación con la actividad muscular. Sin embargo, existen múltiples variables que pueden influir en la señal como por ejemplo la velocidad de acortamiento o alargamiento del músculo, velocidad de acumulación de tensión, o fatiga y actividad refleja [6].

Existen dos enfoques de electromiografía: Uno utilizado por neurólogos, donde la captación de la actividad eléctrica se obtiene utilizando agujas en contacto directo con el nervio, y otro con una orientación más kinesiológica, donde la actividad muscular se capta de forma indirecta, adquiriendo la señal de forma superficial. El enfoque del EMG kinesiológico se puede describir como el estudio de la activación neuromuscular voluntaria de los músculos en tareas posturales, movimientos funcionales, condiciones de trabajo y regímenes de tratamiento / entrenamiento. Además de los estudios fisiológicos y biomecánicos básicos, el EMG kinesiológico se establece como una herramienta de evaluación para la investigación aplicada, fisioterapia / rehabilitación, entrenamiento deportivo e interacciones del cuerpo humano con productos industriales y condiciones de trabajo [7].

### 1.2.1 Unidades motoras

La Unidad Motora (UM) está definida como la unidad funcional más pequeña del músculo que puede contraerse de forma independiente. Está compuesta por una neurona motora y las fibras musculares que ésta inerva [8]. La corriente de membrana neta inducida en esta motoneurona determina el patrón de descarga (o *disparo*) de la unidad motora y, por lo tanto, la actividad de la unidad. El número de unidades motoras por músculo en los humanos puede variar desde alrededor de 100 para un músculo pequeño de la mano, hasta 2000 o más para los músculos grandes de las extremidades [9], [10]. En cada músculo, las fibras de cada unidad motora están entremezcladas con fibras de otras unidades motoras, formando un patrón de mosaico. En cada fascículo de las fibras musculares, generalmente varias unidades motoras están representadas de manera dispersa.

Las técnicas electromiográficas se utilizan para el estudio de la actividad de las unidades motoras durante la activación muscular, permitiendo visualizar de forma gráfica un potencial eléctrico, cuya amplitud y frecuencia son correspondientes con la cantidad de unidades motoras activas. Esto permite a los profesionales analizar distintos patrones de activación [6], [11].

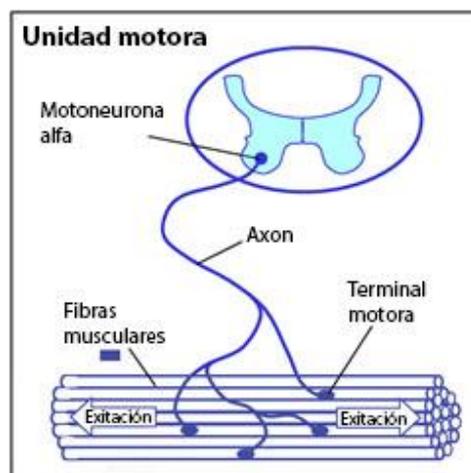


Fig. 1 Unidad motora. Adaptada de [7].

### 1.2.2 Contracciones musculares

Cuando una fibra muscular es activada por un estímulo aparece una contracción en la misma. Dependiendo de la situación, la fibra puede contraerse, mantener su longitud variando la fuerza, o una combinación de ambas. Si se produce un cambio en la longitud, la contracción se la conoce como **isotónica**, que puede ser concéntrica (por ejemplo, cuando uno levanta un

vaso) o excéntrica (cuando uno realiza una fuerza donde la resistencia al movimiento es mayor que la fuerza ejercida). Cuando el músculo permanece estático, pero se genera una fuerza para mantener esa posición, se dice que la contracción es **isométrica**. Cuando se produce una combinación de contracción isométrica e isotónica, a la misma se la denomina **auxotónica** [12].

### 1.2.3 Excitabilidad de las membranas musculares y potencial de acción

El potencial de membrana puede explicarse por un modelo de membrana semipermeable y de celdas de concentración, que describe las propiedades eléctricas del sarcolema (membrana citoplasmática de las fibras musculares). Una diferencia iónica entre los espacios interno y externo forman un potencial de reposo en la membrana de la fibra muscular (aproximadamente de -80 a -90 mV). La activación de una fibra muscular, inducida por el sistema nervioso central o por un reflejo, genera un potencial de acción (**Fig. 2**), produciendo que el potencial de membrana cambie rápidamente de -80 mV a +30 mV aproximadamente (**Fig. 3**). El potencial de acción actúa como una ráfaga eléctrica monopolar que se restaura inmediatamente por la fase de repolarización, y es seguida por un período de hiperpolarización de la membrana. [7]. Esta excitación conduce a la liberación de iones de calcio en el espacio intracelular y debido al acoplamiento excitación-contracción de la fibra muscular produce una activación de los elementos contráctiles de la célula, que conduce al acortamiento muscular o al cambio en la tensión.

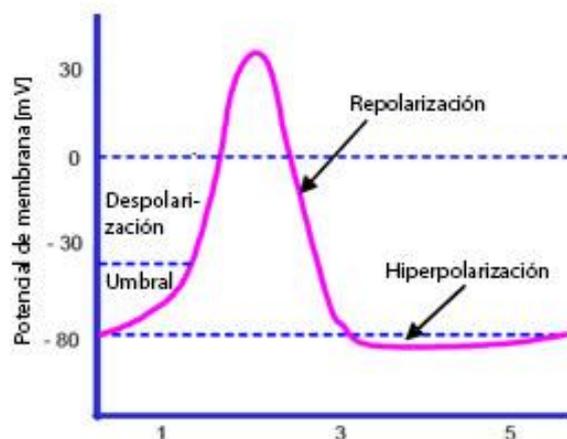


Fig. 2 Potencial de acción. Potencial de membrana en función del tiempo. Imagen adaptada de [8]

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

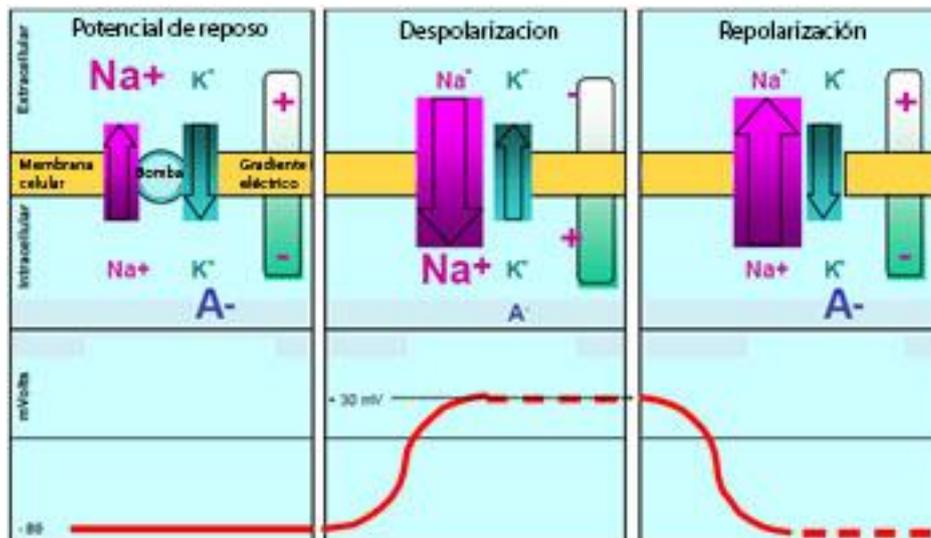


Fig. 3 Ilustración esquemática del ciclo de despolarización / repolarización dentro de membranas excitables. Imagen adaptada de [7]

La señal de EMG registra los potenciales de acción en la superficie de la fibra muscular (**Fig. 4**). Después de la excitación inicial, este potencial viaja a lo largo de la fibra muscular a una velocidad de 2 a 6 m/s y al pasar a través del sitio del electrodo genera el EMG [6].

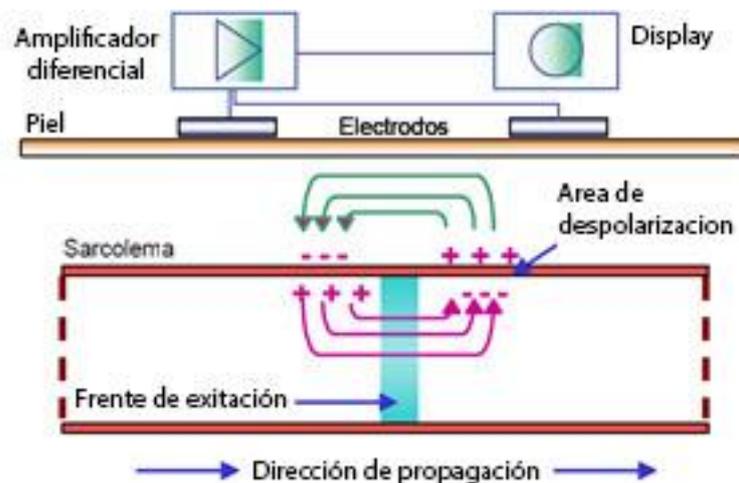


Fig. 4 La zona de despolarización en la membrana de una fibra muscular. Imagen adaptada de [7]

El frente de despolarización - repolarización forma un dipolo eléctrico que viaja a lo largo de la superficie de una fibra muscular. Para poder adquirir estas señales de EMG de superficie, se utilizan electrodos bipolares y una amplificación diferencial. Debido a que una unidad motora consta de muchas fibras musculares, el par de electrodos capta la magnitud de todas las fibras inervadas dentro de esta unidad motora. Dependiendo de la distancia entre electrodos y la resolución del dispositivo, se capta la sumatoria de todos los potenciales de acción de la unidad motora ("MUAP" por sus siglas en inglés) (**Fig. 5**) [6].

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

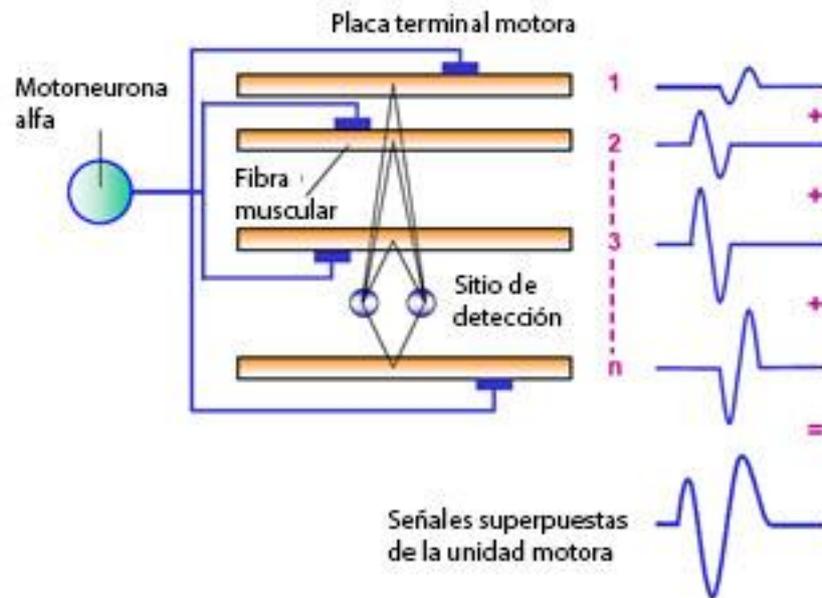


Fig. 5 Generación del MUAP. Imagen adaptada de [7]

### 1.2.4 Reclutamiento y frecuencia de disparo; amplitud y fuerza de EMG

En las contracciones voluntarias, la fuerza se modula mediante una combinación de reclutamiento de unidades motoras y cambios en la frecuencia de activación de las mismas [13]–[15]. Cuanto mayor sea el número de unidades motoras reclutadas y su frecuencia de descarga, mayor será la fuerza ejercida. Cuando se reclutan unidades motoras de bajo umbral, se genera una contracción muscular caracterizada por una baja capacidad de generación de fuerza y una alta resistencia a la fatiga. Con los requisitos para una mayor fuerza y/o una contracción más rápida, se reclutan unidades motoras fatigables de alto umbral [6]. Se puede decir que la señal de EMG mide el potencial eléctrico, que es proporcional a la descarga neuronal y al reclutamiento de las unidades (**Fig. 6**) [7].

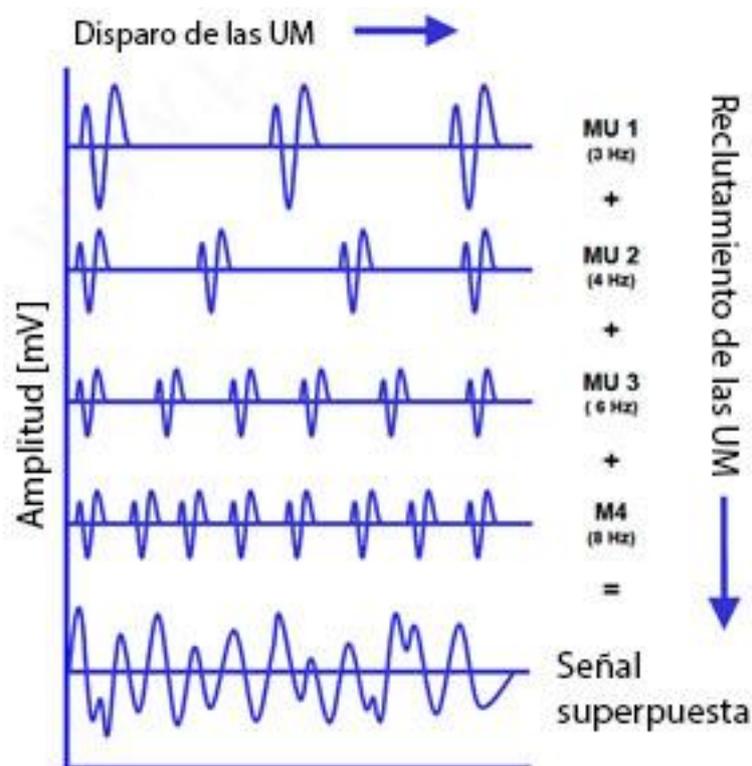


Fig. 6 El reclutamiento y la frecuencia de disparo de las unidades motoras modula la salida de fuerza y se refleja en la señal superpuesta de EMG. Imagen adaptada de [7]

La posibilidad de estimar la fuerza muscular a partir de la señal de EMG permite evaluar las contribuciones de los músculos individuales a la fuerza total ejercida por un grupo muscular. Ésta es la razón principal por la que la EMG es el método de elección para la estimación de la fuerza en estudios kinesiológicos. En algunos músculos, como los que controlan los dedos, se encontró que la relación entre la fuerza y la amplitud EMG es lineal [2], [16], mientras que en otros la relación es más cercana a una forma parabólica [2], [17]. Las diferencias en el

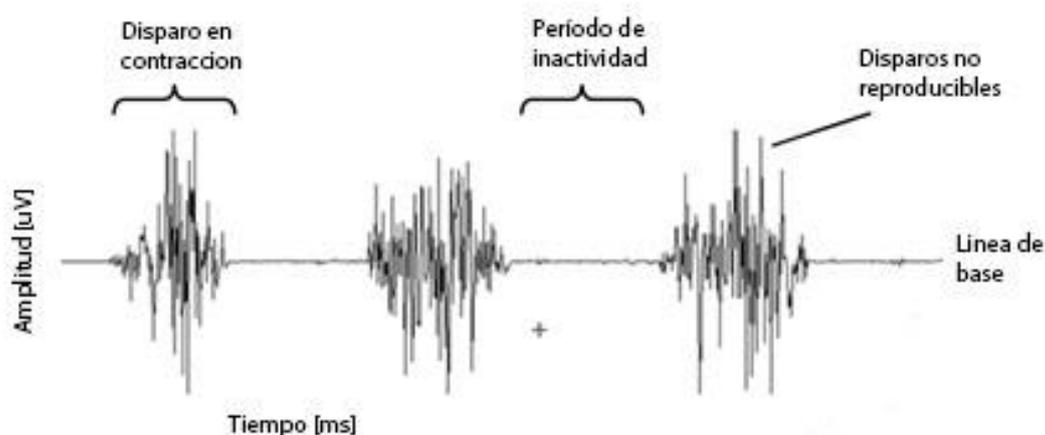
## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

porcentaje de reclutamiento y la codificación de frecuencia se han considerado la explicación más probable para estas distintas relaciones.

La amplitud de la señal de EMG depende en gran medida del posicionamiento del electrodo. En las zonas en las que la amplitud del EMG es muy sensible a pequeños desplazamientos de electrodos, se espera que la relación entre la respuesta electromiográfica y la fuerza sea menor que en otras ubicaciones [18], [19]. Considerando una colocación de electrodo "óptima", la relación entre fuerza y EMG puede depender del grosor de la capa de grasa subcutánea, la inclinación de las fibras con respecto al sistema de detección, la distribución de las velocidades de conducción de las UM activas, la distancia entre electrodos, la presencia de interferencias cruzadas y el grado de sincronización de las UM activas. Además, existe un factor básico de variabilidad entre los diferentes sujetos, que es la ubicación de las UM dentro del músculo [20]. Todos estos factores hacen que sea imposible considerar válida cualquier relación específica de fuerza-EMG. Además de todas estas limitaciones, la relación entre la fuerza y la amplitud se debe adaptar a la condición muscular, incluida la longitud muscular (ángulo de la articulación), la temperatura muscular, la fatiga, etc [2].

### 1.2.5 La señal EMG sin procesar

Una señal no filtrada y sin procesar que detecta la actividad eléctrica de las unidades motoras superpuestas se denomina señal EMG cruda [7]. La **Fig. 7** muestra un registro de EMG de superficie sin procesar para tres contracciones estáticas del músculo bíceps braquial.



**Fig. 7** EMG crudo de 3 contracciones de bíceps braquial. Se observan regiones de disparo en contracción muscular y regiones de inactividad. Imagen adaptada de [7]

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

Cuando el músculo está relajado se puede ver una señal base de EMG con muy poco ruido. Lograr esto implica tener en cuenta varios factores, como ser la calidad del amplificador diferencial, el ruido del entorno y la preparación de la piel. Para evitar el ruido es necesario que la superficie se encuentre libre de vello y de grasitud. El músculo sano y relajado no muestra actividad EMG significativa debido a la falta de actividad eléctrica. Los picos observados en la **Fig. 7** de EMG sin procesar tienen una forma altamente variable, lo que significa que la grabación de una ráfaga sin procesar no se puede reproducir con precisión en forma exacta. Esto se debe al hecho de que el conjunto real de unidades motoras reclutadas cambia constantemente dentro de la matriz de las unidades motoras disponibles. Se pueden producir fuertes picos de amplitud cuando dos o más unidades motoras se disparan al mismo tiempo, la ubicación de los electrodos es cercana a la actividad, o dependiendo de la cantidad de unidades motoras reclutadas y el nivel de actividad de ellas [7].

### 1.2.6 Factores que influyen en la señal EMG

En su recorrido desde la membrana muscular hasta los electrodos, la señal de EMG puede verse influenciada por varios factores externos que alteran su forma y características. Básicamente se pueden agrupar en: las características del tejido, la interferencia cruzada, los cambios en la geometría muscular y el sitio del electrodo, el ruido externo, los electrodos y el amplificador utilizado. Se detallan a continuación.

#### 1.2.6.1 Características del tejido

El cuerpo humano es un buen conductor eléctrico, pero la conductividad eléctrica varía con el tipo de tejido, su grosor (**Fig. 8**), los cambios morfológicos, temperatura, diferencias fisiológicas, cantidad de tejido adiposo, entre otros. La variación de estas características de un sujeto a otro dificulta una comparación cuantitativa directa de los parámetros de amplitud de EMG calculados sobre la señal de EMG sin procesar [7].

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

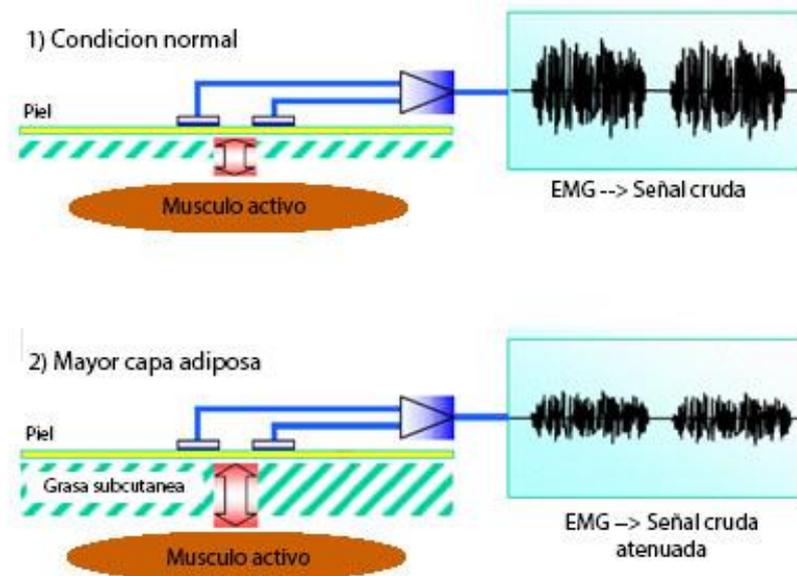


Fig. 8 Influencia del grosor variable de las capas de tejido debajo de los electrodos: la condición 1 produce una mayor magnitud de EMG debido a la menor distancia entre el músculo y los electrodos. Imagen adaptada de [7]

### 1.2.6.2 Interferencia cruzada/por superposición

La interferencia cruzada es la señal detectada sobre un músculo, pero generada por otro en las cercanías del primero. El fenómeno está presente exclusivamente en EMG de superficie y en aquellos casos donde la distancia de los puntos de detección a las fuentes es relevante y similar para las diferentes fuentes. La interferencia se debe a las propiedades de conducción de los músculos contiguos y es una de las fuentes de error más significativas en la interpretación de señales EMG de superficie. El problema es particularmente relevante en los casos en que el momento de activación de diferentes músculos es importante, como en el análisis del movimiento [2].

La distancia mínima detectable es de aproximadamente 0,5 cm para pequeñas unidades motoras, y de aproximadamente 1,5 cm para las unidades de mayor tamaño [21]. En la **Fig. 9**, por ejemplo, se pueden observar electrodos de superficie sobre varios músculos en la región media del muslo. El rango de captación se muestra como un arco debajo de cada electrodo. Aquellos MUAP cuyas fibras están cerca de cada electrodo no están sujetos a interferencias; sin embargo, hay una zona de registro superpuesta en la que ambos electrodos detectan MUAP de las mismas unidades motoras activas [6].

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

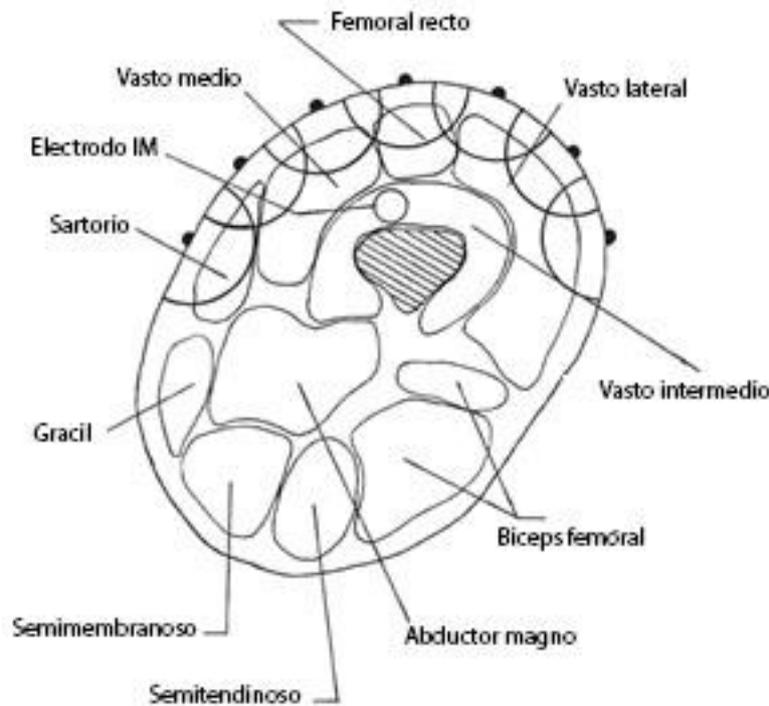


Fig. 9 Ubicación de siete electrodos de superficie colocados a través del muslo, mostrando la región de recogida para cada sitio en relación con los músculos subyacentes. Imagen adaptada de [6]

### 1.2.6.3 Cambios en la geometría muscular y el sitio del electrodo.

Cualquier cambio de distancia entre el origen de la señal y el sitio de detección alterará la lectura de EMG [7].

### 1.2.6.4 Ruido externo

Se debe tener especial cuidado en ambientes eléctricos muy ruidosos. Este tipo de ruido de línea, que generalmente se produce por una conexión a tierra incorrecta de otros dispositivos externos [7], afecta de forma directa. Es posible eliminarlo con filtros de línea de 50 ó 60 Hz.

### 1.2.6.5 Electrodo y amplificadores

La calidad de los electrodos y el ruido del amplificador interno pueden agregar componentes no deseados a la señal de base del EMG. La mayoría de estos factores se pueden minimizar o controlar mediante una preparación precisa y un control de las condiciones del laboratorio [7]. Se amplía la información en el apartado Electrodo.

## 1.3 Detección y acondicionamiento

Desde que se toma la señal sobre la piel hasta que se visualiza en una pantalla es necesario atravesar por varias etapas que van acondicionando la misma, ya que existen factores que la alteran y no aportan información relevante al estudio. Ver diagrama en bloques de la Fig. 10.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

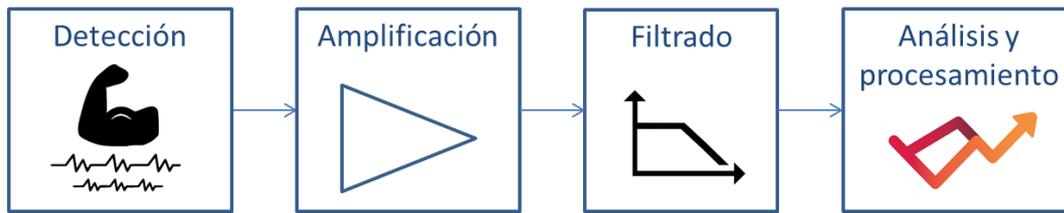


Fig. 10. Etapas generales de la adquisición de EMG.

### 1.3.1 Electrodo

Como se mencionó anteriormente, la EMG puede detectarse mediante electrodos intramusculares o mediante electrodos adheridos a la superficie de la piel. A continuación se detallan los electrodos de superficie que fueron utilizados en este trabajo. En la mayoría de los casos los electrodos de superficie se utilizan en estudios kinesiológicos debido a su carácter no invasivo. A pesar del beneficio de un fácil manejo, su principal limitación es que sólo se pueden detectar los músculos superficiales. Para músculos más profundos (cubiertos por músculos o huesos de la superficie) los electrodos de hilo fino o de aguja son más acordes. La selección de un tipo de electrodo depende en gran medida de la medición a llevar a cabo y la condición del paciente [7]. Para electrodos de superficie, los electrodos pre-gelificados de plata / cloruro de plata (**Fig. 11**) son los más utilizados [22].



Fig. 11. Electrodo de superficie

La forma del electrodo se define como la forma del área conductora de los electrodos de superficie de EMG. Los electrodos circulares son utilizados con mayor frecuencia. Los usuarios de EMG deben indicar claramente el tipo, la fabricación y la forma de los electrodos utilizados. El "tamaño del electrodo" se define como el tamaño del área conductora del mismo. Es preferible una superficie del menor diámetro posible, ya que ésta genera acoplamiento capacitivo. Se recomienda que el tamaño de los electrodos en la dirección de la fibra muscular no supere los 10 mm [2].

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

La localización es la posición del centro del sensor respecto al músculo. La orientación se define como la dirección del sensor bipolar con respecto a la dirección de las fibras musculares. En la mayoría de los casos se coloca el sensor en el centro del músculo [2].

### 1.3.1.1 Preparación de la piel

La calidad de una medición de EMG depende en gran medida de una buena adecuación de la piel y la colocación del electrodo. La estrategia principal se basa en el contacto estable del electrodo y la baja impedancia de la piel. Los amplificadores de EMG más modernos están diseñados para niveles de impedancia de piel de entre 5 y 50 kOhm (entre pares de electrodos) [7].

*Para conocer los pasos a seguir para la preparación de la piel ver el protocolo en el **Anexo 9.2**.*

### 1.3.1.2 Colocación

B. Freriks y colaboradores desarrollaron un procedimiento general de colocación de electrodos para 27 músculos diferentes [22]. El trabajo mencionado muestra los puntos estratégicos para adquirir la actividad eléctrica de los grupos musculares, tanto para EMG de superficie como para EMG de aguja. Para la adquisición de EMG de superficie centrarse en el lado derecho de la **Fig. 61** y **Fig. 62** del **anexo 9.2**, donde se explica con más detalle. El mismo consta de los siguientes pasos secuenciales:

1. Selección del electrodo
2. Preparación de la piel
3. Colocación del paciente en una postura inicial
4. Determinación de la ubicación del electrodo
5. Colocación y fijación del electrodo
6. Prueba de la conexión.

Para cada paso, las recomendaciones se han desarrollado y se describen en detalle en los informes del proyecto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). El proyecto SENIAM ofrece un sistema de código abierto desarrollado por el programa de investigación y salud biomédica de la Unión Europea.

### 1.3.2 Amplificación

Se requiere un amplificador de instrumentación con ciertas especificaciones para el registro del EMG. Los principales aspectos que deben considerarse al especificar el amplificador de EMG son:

1. Ganancia y rango dinámico.
2. Impedancia de entrada
3. Respuesta en frecuencia
4. Rechazo en modo común.

#### 1.3.2.1 Ganancia y rango

La ganancia del amplificador se define como la relación entre la tensión de salida y la tensión de entrada. La ganancia exacta elegida para cualquier situación dada dependerá de lo que se quiera hacer. En general, un buen bio-amplificador debe tener un rango de ganancias seleccionables de 100 a 10.000 [6].

#### 1.3.2.2 Impedancia de entrada

Los bioamplificadores son dispositivos especiales compuestos por amplificadores de alta impedancia de entrada. Esto se debe a que las señales biomédicas, en este caso actividad muscular, son de baja amplitud y la impedancia equivalente de interfaz piel electrodo es de varios órdenes de magnitud. Para satisfacer el teorema de máxima transferencia de energía debe haber una adaptación de impedancias entre los sistemas y así aumentar la relación señal ruido [23].

#### 1.3.2.3 Respuesta en frecuencia y conversión AD

El espectro del EMG cuenta con un rango de 5 Hz a 2000 Hz. En el caso de EMG de superficie, este rango se encuentra más acotado, ya que la mayor parte de la componente espectral se encuentra centrada entre 150 y 200 Hz, con un componente menor que se extiende hasta 1000 Hz (**Fig. 12**) [6]. Estos parámetros son los indicadores a tener en cuenta al momento de diseñar el sistema de adquisición.

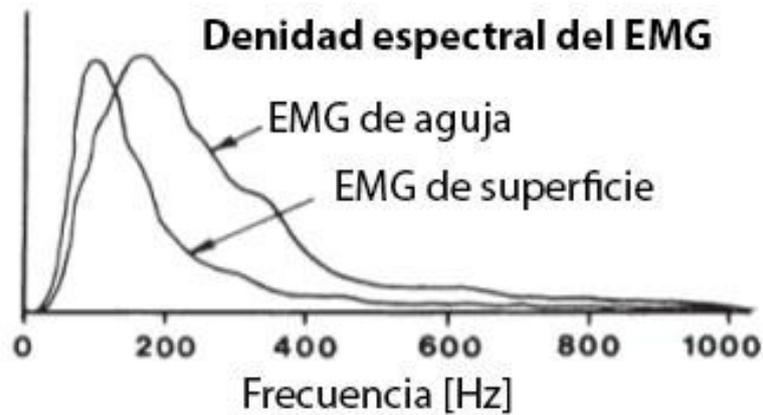


Fig. 12 Espectro de frecuencias de un EMG registrado tanto con electrodos superficiales como intramusculares. En EMG de superficie la mayor densidad espectral se encuentra centrada en 100 Hz. Imagen adaptada de [6]

#### 1.3.2.4 CMRR (Factor de rechazo al modo común)

El cuerpo humano puede considerarse un material conductor y, por lo tanto, actuará como una antena para captar cualquier radiación electromagnética presente. La radiación captada usualmente proviene de cables de alimentación, iluminación fluorescente y maquinaria eléctrica. La magnitud de la interferencia resultante puede alcanzar niveles en los que sea imposible la grabación de señales de EMG [6].

Los amplificadores utilizados en equipos de EMG actúan como amplificadores diferenciales y su propósito principal es el de rechazar o eliminar artefactos. La amplificación diferencial detecta la diferencia de potencial entre los electrodos y cancela las interferencias externas. Estas señales de "modo común" son señales iguales en fase y amplitud. El término "ganancia de modo común" se refiere a la relación de entrada-salida de las señales de modo común. La "relación de rechazo del modo común" (CMRR) representa la relación entre la ganancia del modo diferencial y el modo común y, por lo tanto, es un criterio para la calidad de la técnica de amplificación elegida. El CMRR debe ser lo más alto posible, ya que la eliminación de las señales de interferencia juega un papel importante en la calidad del estudio [7], [22].

El CMRR a menudo se expresa como una relación logarítmica en lugar de una relación lineal por lo que se expresa en decibelios (Ver ecuación (1):

$$CMRR (db) = 20 \log_{10} CMRR]_{lineal} \quad (1)$$

#### 1.3.3 Artefactos

Debido a su naturaleza sensible, el rango de la señal comienza a partir de unos pocos microvolts, la señal de EMG puede verse afectada por fuentes de interferencia externas. Las

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

posibles causas pueden ser por desplazamiento de la línea de base, movimientos bruscos de los músculos, ruido de red, señales provenientes de ECG, entre otros:

Un desplazamiento de línea de base puede ocurrir si cualquier cambio relativo al sitio de aplicación de electrodos se realizó después de la calibración automática, o si el grupo muscular no se encontraba relajado al momento de iniciar la medición. Una posible solución es volver a calibrar siempre que se modifique la posición de los electrodos.

Existen ensayos para medir la producción de potencia máxima en los músculos de las extremidades inferiores [24]–[26]. Uno de ellos es la prueba de salto vertical. En estas pruebas, es posible observar cambios en la línea de base debido al tambaleo muscular que generan las fuerzas de impacto, provocando un falso contacto entre el electrodo y la piel. La correcta fijación del electrodo / cable y una buena preparación de la piel pueden resolver estos problemas.

Un amplificador EMG puede captar el ruido de fondo de la red eléctrica, lo que resulta en un aumento del ruido de la línea de base (ruido de 50/60 Hz). Si el electrodo se aplicó correctamente, en la mayoría de los casos, otro dispositivo (con una mala conexión eléctrica a tierra) causa este problema. Para resolverlo correctamente, todos los dispositivos deben estar referenciados a tierra [7]. Este problema no afecta a los dispositivos alimentados a batería.

Al medir en cercanías del corazón, las señales de ECG pueden interferir con la grabación de EMG. Este es un artefacto biológico que difícilmente se pueda eliminar, pero se puede reducir mediante una buena preparación de la piel y una posición modificada del electrodo de tierra. Con una frecuencia central de 80 Hz, se ubica dentro de la región de potencia máxima del espectro de frecuencias electromiográficas. Al combinar filtros adaptativos con un módulo de reconocimiento de patrones, los algoritmos sofisticados pueden eliminar la mayoría de los contenidos de ECG sin afectar la amplitud y el espectro de potencia reales de EMG (**Fig. 13**) [7].

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

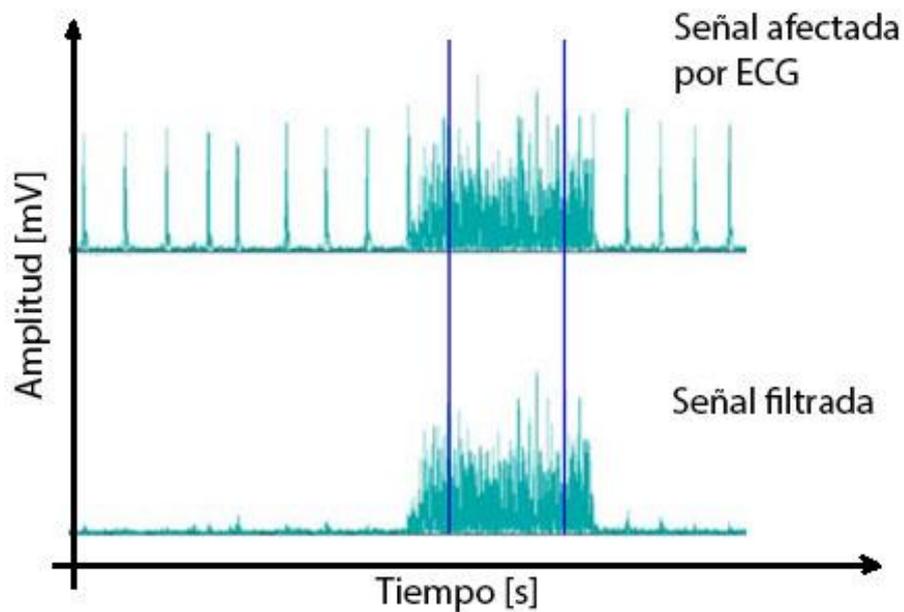


Fig. 13 Registro de EMG afectado por ECG (superior) y la señal resultante después de aplicar un algoritmo de reducción de ECG (traza inferior). Imagen adaptada de [7]

### 1.3.4 Procesamiento

La grabación de EMG sin procesar puede aportar datos objetivos de la inervación muscular. Evaluaciones cualitativas se pueden derivar directamente y proporcionan una primera comprensión importante del control neuromuscular dentro de las pruebas y los ejercicios. La señal de EMG amplificada puede procesarse para buscar correlaciones con otras señales fisiológicas o biomecánicas (Fig. 14). [6].

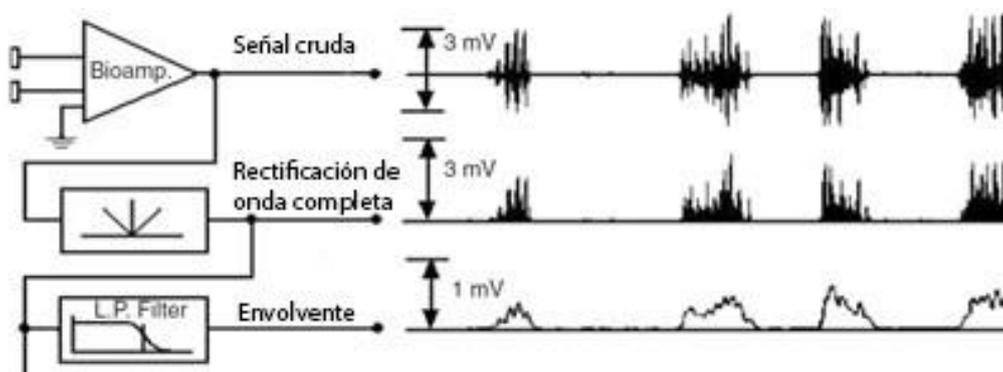


Fig. 14 Diagrama esquemático de varios sistemas de procesamiento de EMG y los resultados del procesamiento simultáneo de EMG a través de estos sistemas. Imagen adaptada de [2]

#### 1.3.4.1 Rectificación de onda completa

El rectificador de onda completa genera el valor absoluto de la EMG, generalmente con una polaridad positiva (Fig. 15). El EMG original sin procesar tiene un valor medio de cero. Por otro

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

lado, la señal rectificada de onda completa no cruza por cero y, por lo tanto, tiene un nivel promedio que fluctúa con la fuerza de la contracción muscular. La aplicación principal de la señal rectificada de onda completa es en evaluaciones semicuantitativas de la actividad física de varios grupos musculares. Un examen visual de los cambios de amplitud de la señal rectificada de onda completa proporciona una buena indicación del nivel de contracción cambiante del músculo. La unidad adecuada para la amplitud de la señal rectificada es el milivoltio, al igual que para el EMG original [6].

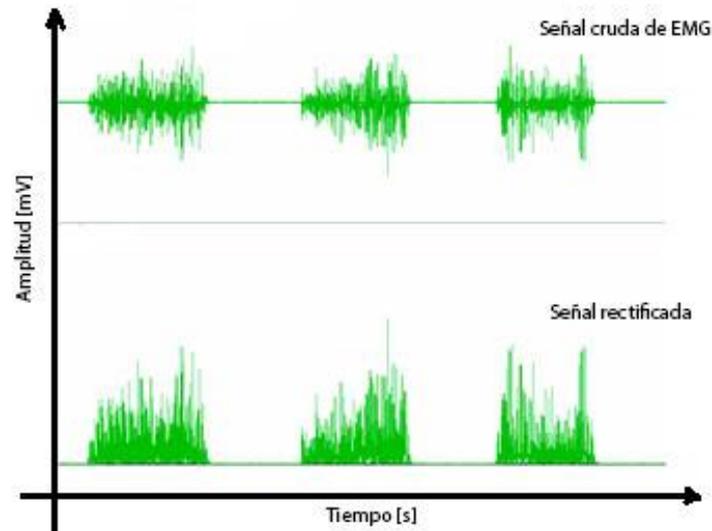


Fig. 15 Grabación de EMG crudo (superior) y registro de EMG rectificado (inferior). Imagen adaptada de [7]

### 1.3.4.2 Envolvente lineal

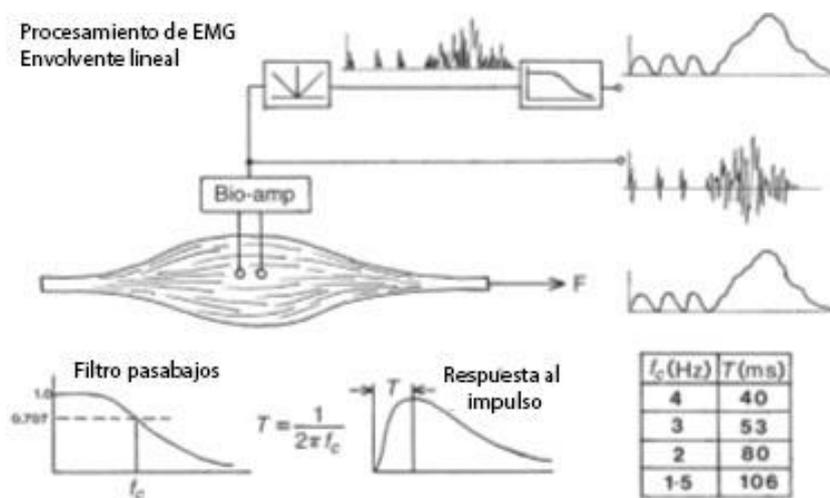
Uno de los procesamientos posibles de la señal es la detección de la envolvente. Para ello es necesario rectificar la señal con un rectificador de onda completa y aplicar un filtro pasabajo. La señal resultante es la envolvente lineal (EL). Este tipo de señal tiene una componente de repetitibilidad superior a la señal cruda, ya que ésta puede ser comparada con patrones pre existentes [27]–[29]. La confiabilidad de estas comparaciones depende de la repetitibilidad del EMG de superficie medido y del perfil resultante. El EMG de superficie varía de un paso a otro; por eso se calcula el perfil. Sin embargo, otras causas de variación son la velocidad al caminar y el número de zancadas [28], [30], [31]. También hay variaciones diarias que pueden causar algunas diferencias en los perfiles producidos por el mismo individuo. Estas diferencias aumentan cuando las mediciones se realizan en diferentes laboratorios [32]. Se ha demostrado que se necesitan de 6 a 10 pasos para producir un perfil representativo [2].

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

Si se desea que la EL tenga alguna relación con la fuerza muscular o el momento de fuerza articular, el procesamiento debe modelar la biomecánica de la generación de tensión muscular. La suma de las contracciones musculares como resultado del reclutamiento se corresponde con una superposición de MUAP. Hay un retraso inherente entre el MUAP y la forma de onda de contracción resultante. Si se considera la señal rectificadora de onda completa como un impulso y la contracción como la respuesta, es posible definir la función de transferencia del procesamiento deseado. La duración de la onda completa rectificadora MUAP es de aproximadamente 10 ms, mientras que la forma de onda de contracción alcanza un máximo de 50-110 ms y dura hasta 300 ms. [33], [34]. La **Fig. 16** muestra el procesamiento de la EL del EMG para modelar la relación entre el MUAP y la contracción. Un filtro de paso bajo amortiguado de segundo orden tiene una frecuencia de corte  $f_c$  que está relacionada con el tiempo de contracción  $T$  como se indica en la ecuación (2) [6].

$$f_c = 1/2\pi T \quad (2)$$

La tabla en la **Fig. 16** muestra la relación entre  $f_c$  y  $T$  para el rango de tiempos de contracción reportados en la literatura. El músculo sóleo con un tiempo de contracción de 106 ms requeriría un filtro con  $f_c = 1.5$  Hz.



**Fig. 16** Procesamiento del EMG con un filtro pasa bajo críticamente amortiguado. La EMG rectificadora de onda completa actúa como una serie de impulsos que, cuando se filtran, imitan la respuesta de contracción del músculo y, en una contracción gradual, imitan la superposición de contracciones musculares. Imagen adaptada de [2].

Las EL se generan a través del software al tomar el valor absoluto de la EMG y procesarlo a través de un filtro de paso bajo. Las características del filtro determinan la suavidad y la duración de las ráfagas de actividad. A medida que aumenta la constante de tiempo, o cuando

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

se reduce la frecuencia de corte del filtro de paso bajo, las fases de actividad se suavizan en amplitud y duran más [27].

### 1.3.4.3 Filtrado digital

La señal detectada en la superficie a menudo muestra variaciones lentas debido a los artefactos de movimiento y la inestabilidad de la interfaz electrodo-piel. Los armónicos de estas señales no deseadas suelen estar en el rango de frecuencia de 0 a 20 Hz y, por lo tanto, el filtro de paso alto está diseñado con una frecuencia de corte en el rango de 15 a 20 Hz. El espectro de EMG incluye, en este rango, información sobre las velocidades de disparo de las unidades de motor activas, que pueden ser relevantes en algunas aplicaciones. Pueden utilizarse técnicas adicionales de filtrado y reducción de la interferencia para eliminar los artefactos de ECG de los músculos del tronco. En algunos casos se han utilizado filtros *notch* para reducir la interferencia de 50 ó 60 Hz. [2].

### 1.3.4.4 Normalización de la amplitud

Un inconveniente importante de cualquier análisis de EMG es que los datos de amplitud están fuertemente influenciados por la condición de detección dada: puede variar considerablemente entre los sitios de electrodo, los sujetos e incluso entre medidas diarias de un mismo sitio muscular. Una solución para superar este inconveniente es la normalización a un valor de referencia, por ejemplo, el valor máximo de contracción voluntaria (MVC) de una contracción de referencia. La idea básica es "calibrar el valor a una unidad de calibración única con relevancia fisiológica", que en este caso sería el porcentaje de capacidad de inervación máxima. Otros métodos normalizan al valor medio interno o un ensayo dado o al nivel de EMG de una determinada actividad de referencia sub-máxima. El efecto principal de todos los métodos de normalización es que la influencia de la condición de detección dada se elimina y los datos se escalan de microvoltios a un porcentaje del valor de referencia seleccionado [7].

#### 1.3.4.4.1 Normalización con la Máxima Contracción Voluntaria

Este método consiste en una contracción voluntaria máxima realizada antes de los estudios (Fig. 17). Las contracciones MVC suelen realizarse contra una resistencia estática. Para producir una contracción máxima es importante una excelente estabilización y soporte de todos los segmentos involucrados. Los pacientes con miembros lesionados no deben realizar MVC, por lo que métodos alternativos de procesamiento y análisis deben ser considerados. Una alternativa puede ser utilizar el "esfuerzo máximo aceptable" (AME), que sirve como una guía para los regímenes de tratamiento orientados al biofeedback [7].

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

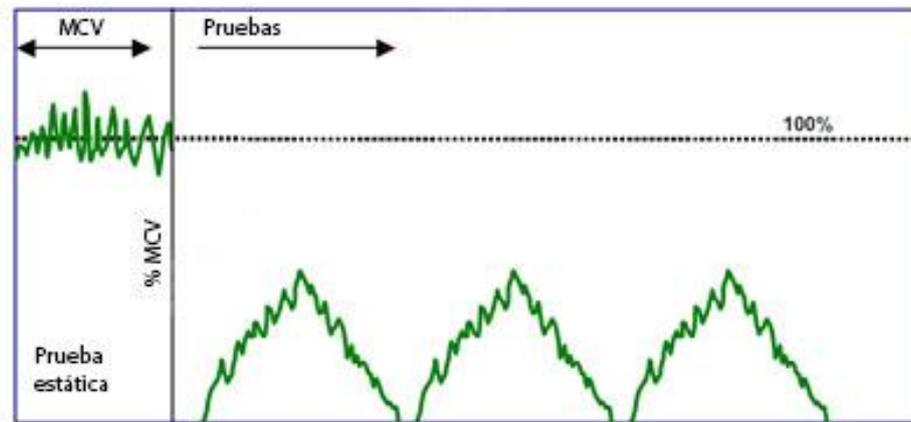


Fig. 17 Antes del estudio, se realiza una contracción estática de MVC para cada músculo. Este nivel de inervación de MVC sirve como nivel de referencia (= 100%) para todos los ensayos futuros. Imagen adaptada de [7]

La prueba MVC se debe realizar para cada músculo investigado por separado. El primer paso es identificar un ejercicio / posición que permita una inervación máxima efectiva. Para los músculos de las extremidades, las actividades típicamente aisladas de una sola articulación, mantenidas estáticamente en posiciones medias dentro del rango de movimiento, dan mejores resultados. Para los músculos del tronco, los ejercicios que inervan la “cadena muscular” dada funcionan mejor. Dependiendo de la capacidad de coordinación de cada individuo, diferentes ejercicios o posiciones de prueba pueden producir el mayor valor de MVC. Puede ser necesario probar dos o tres posibles candidatos de ejercicios de prueba y determinar dónde se puede encontrar el nivel más alto de EMG. Los datos normalizados de MVC permiten comprender a qué nivel trabajaron los músculos, qué tan eficaz es un ejercicio de "entrenamiento" para los músculos o qué tan ergonómicamente exige una tarea de trabajo a un trabajador. El otro beneficio importante de la normalización de MVC es el reescalado al porcentaje de un valor de referencia único y estandarizado para todos los sujetos dentro de un estudio. Elimina cualquier influencia variable de las condiciones locales de detección de señales. Esto permite una comparación cuantitativa directa de los hallazgos de EMG entre sujetos [7].

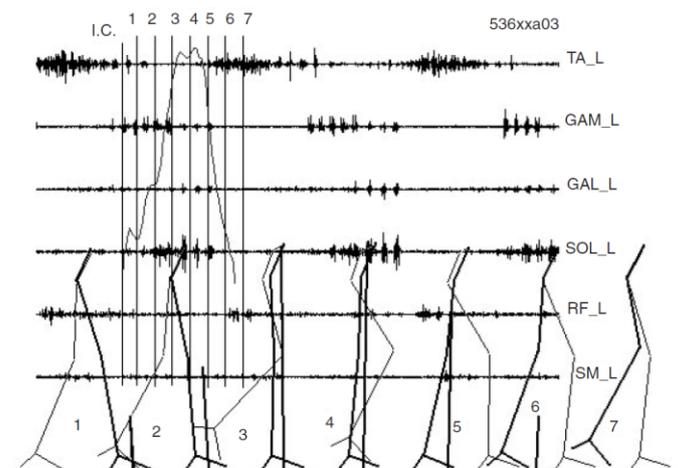
### 1.4 Relación entre el EMG y las variables biomecánicas

La razón principal para procesar electromiografía de superficie es la medición de la función muscular a través de una señal eléctrica. Es una forma económica y no invasiva de controlar de forma indirecta información sobre el metabolismo muscular, la potencia, el estado de fatiga o los elementos contráctiles reclutados [6].

### 1.4.1 Marcha

Caminar implica una serie de movimientos coordinados de los segmentos del cuerpo, lo que implica una interacción de fuerzas musculares y fuerzas externas (inercial, gravitacional y de reacción) para lograr la locomoción del cuerpo [35]. La importancia de tener una descripción completa y precisa de la marcha humana es evidente y proporcionó contribuciones significativas en varios campos, desde la rehabilitación hasta el ejercicio [36]. Para más información ver Anexo: La marcha.

Los datos de EMG por sí solos no son suficientes para obtener una representación completa y significativa. Deben incluirse también parámetros temporales como la velocidad de marcha, la cadencia, el tiempo de zancada, la duración y la duración del paso y la zancada, y el doble soporte y los intervalos de soporte único [2]. Las señales de EMG se analizan junto con los datos biomecánicos en la **Fig. 18**



**Fig. 18 Análisis multifactorial de pierna izquierda de un sujeto hemipléjico con actividad clónica del músculo tríceps surae. Las señales de EMG de arriba a abajo se refieren al tibial anterior, la cabeza medial del gastrocnemio (gemelo interno), la cabeza lateral del gastrocnemio (gemelo externo), el sóleo, el recto femoral y el semimembranoso. Las líneas verticales indican los tiempos a los que corresponden los diagramas de barras (N = 1 a 7). Se superpone la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo para un paso. . Imagen extraída de [2]**

### 1.4.2 Identificación de factores fisiopatológicos

El mayor potencial de un análisis de movimiento multifactorial es la posibilidad que ofrece para comprender el rol de los diferentes factores en una patología dada. El interés no se centra en una señal única o en una cantidad biomecánica en un contexto clínico, sino en un conjunto de correlaciones o de cantidades derivadas que no pueden estimarse directamente mediante inspección visual o análisis manual. El diagnóstico funcional está destinado a proporcionar

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

información sobre los mecanismos que afectan el rendimiento humano y sobre su fisiopatología. Debido a la evolución de las metodologías terapéuticas y quirúrgicas que ahora pueden ofrecer una serie de enfoques específicos diferentes, el diagnóstico funcional se ha vuelto cada vez más importante para la toma de decisiones clínicas [2], [37]. Este trabajo se enfocará en el desarrollo de un módulo de electromiografía inalámbrico, que permita la adquisición y procesamiento de la señal, así como también de un software que permita interpretar y graficar la información.

## 2 Objetivos

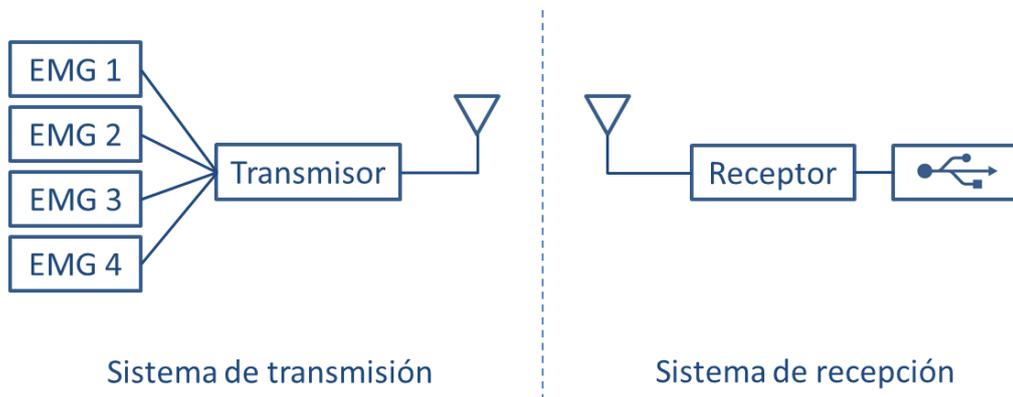
Diseñar, desarrollar e implementar un sistema accesible para el monitoreo de señales electromiográficas de superficie en pacientes con alteraciones de la marcha. El sistema debe poder ser construido por alumnos de colegios técnicos o por cualquier persona con mínimos conocimientos de electrónica. Brindar la información necesaria para reproducir dicho dispositivo. Diseñar las herramientas digitales necesarias para el registro y visualización de dichas señales.

### 2.1 Objetivos específicos

- Diseñar e implementar un sistema de adquisición y procesamiento de actividad electromiográfica, basado en un dispositivo de transmisión inalámbrica.
- Diseñar y desarrollar de un sistema de recepción de datos enviados desde el transmisor.
- Diseñar un protocolo comunicación que permita que el enlace sea seguro y estable.
- Diseñar e implementar un algoritmo de filtrado. Este debe ser capaz permitir elegir el tipo de filtro y los parámetros de filtrado.
- Desarrollar un software que permita interpretar y graficar los datos de forma individual e integrado a un sistema preexistente compuesto de un módulo de videografía y un módulo de medición dinámica de fuerzas.

### 3 Desarrollo de equipamiento

Para comenzar a describir el dispositivo desarrollado, se muestra un esquema básico de las partes involucradas en el mismo en la **Fig. 19**.

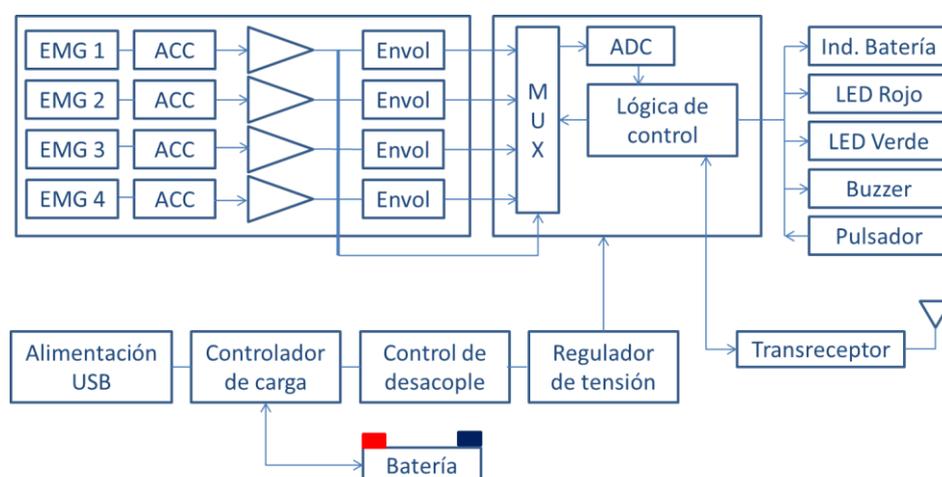


**Fig. 19. Dispositivo compuesto por 2 sistemas: uno de transmisión y otro de recepción**

En el mismo se pueden observar dos sistemas: uno de transmisión y otro de recepción. El primero muestra un grupo de cuatro adquisidores electromiográficos, cuyas señales son procesadas y adquiridas en un microcontrolador para luego transmitir las vía radiofrecuencia al sistema de recepción. Este sistema de recepción se compone de otro módulo de radiofrecuencia apareado al transmisor. Las señales se procesan a través de otro microcontrolador y se envían los datos vía USB a una computadora, que se encargara de administrar esta información.

#### 3.1 Sistema de transmisión

En este apartado se describirá en detalle el sistema de transmisión. La **Fig. 20** muestra un diagrama en bloques completo del mismo.



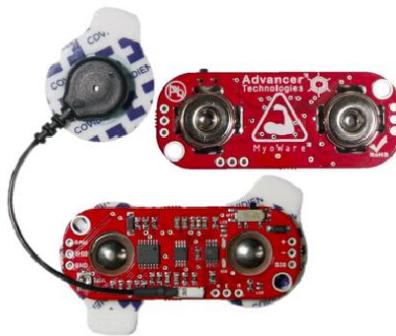
**Fig. 20. Sistema de transmisión implementando un módulo de transrecepción NRF24L01**

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

El primer bloque corresponde al sistema de adquisición, compuesto por cuatro módulos de adquisición electromiográfica. Los mismos cuentan con dos salidas, una que exhibe la señal rectificadora sin filtrar, y otra que muestra la envolvente. Esto se explicará en detalle en el siguiente apartado. El segundo bloque corresponde al sistema de control. El mismo contiene la lógica de multiplexión y control de conversión analógica digital. También controla los periféricos del tercer bloque, así como también el control de la batería y del módulo de transrepción.

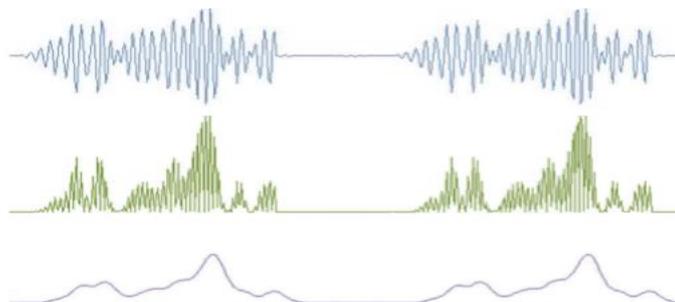
### 3.1.1 Sistema de adquisición

La adquisición de la señal mioléctrica con su respectivo acondicionamiento y amplificación se realizó mediante módulos comerciales llamados *Myoware*<sup>TM</sup>, fabricados por *Sparkfun* (**Fig. 21**).



**Fig. 21** Módulo de adquisición Myoware. Imagen extraída de la hoja de datos del dispositivo [38]

El mismo cuenta con dos tipos de salidas analógicas: la señal sin filtrar y la envolvente. En la **Fig. 22** se pueden observar estas señales. La primera imagen es la señal sin procesar, mientras que la segunda es la señal rectificadora. La última imagen corresponde a la envolvente de la señal. Para el proyecto se utilizan cuatro de estos módulos para obtener las señales de cuatro grupos musculares de forma simultánea.



**Fig. 22** Señales electromiográficas. Imagen extraída de la hoja de datos del dispositivo [38]

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

La **Tabla 1** muestra las principales características del dispositivo.

Parámetro	Min.	Tip.	Máx.
Tensión de alimentación	+3.1 V	+3.3 V o +5 V	+6.3 V
Potenciómetro de ganancia ajustable, $R_{GAIN}$ $\left(G = 201 * \frac{R_{gain}}{1k\Omega}\right)$	0.01 $\Omega$	50 k $\Omega$	100 k $\Omega$
Tensión de salida: EMG Envolvente	0V	-	+Vs
EMG Señal cruda (Centrado en +Vs/2)	0V	-	+Vs
Ancho de banda	-	0.5 - 300 Hz	-
Impedancia de entrada	-	110 G $\Omega$	-
Corriente de alimentación	-	9 mA	14 mA
CMRR	-	110 dB	-
Corriente de Bias	-	1 pA	-

Tabla 1: Características principales de los módulos de adquisición. Información extraída de la hoja de datos del dispositivo de adquisición Myware [38]

Para comprender el funcionamiento se describe a continuación la **Fig. 23**.

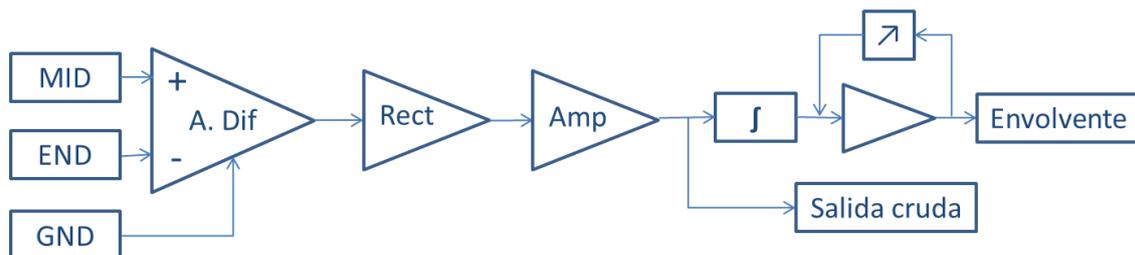


Fig. 23. Funcionamiento del módulo de adquisición. Bloques generales y simplificados del dispositivo Myware fabricado por Sparkfun,

El primer bloque corresponde al amplificador diferencial. El mismo tiene una baja ganancia, pero un alto rechazo al modo común, ya que eliminar las señales de interferencia es de vital importancia en la calidad del estudio. El segundo bloque corresponde a un par de amplificadores operacionales que se encargan de rectificar la señal sin aumentar la amplitud de la misma. A la salida de este, se toma la muestra de señal, se la amplifica y sale como señal cruda. A continuación, se observa un integrador que tiene como función obtener la envolvente de la señal. El último bloque corresponde a otro amplificador operacional, el cual permite regular su ganancia mediante un *preset*. A la salida del mismo, el fabricante colocó el pin de salida de señal procesada. Este diagrama se observa bloque a bloque en la **Fig. 24**.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

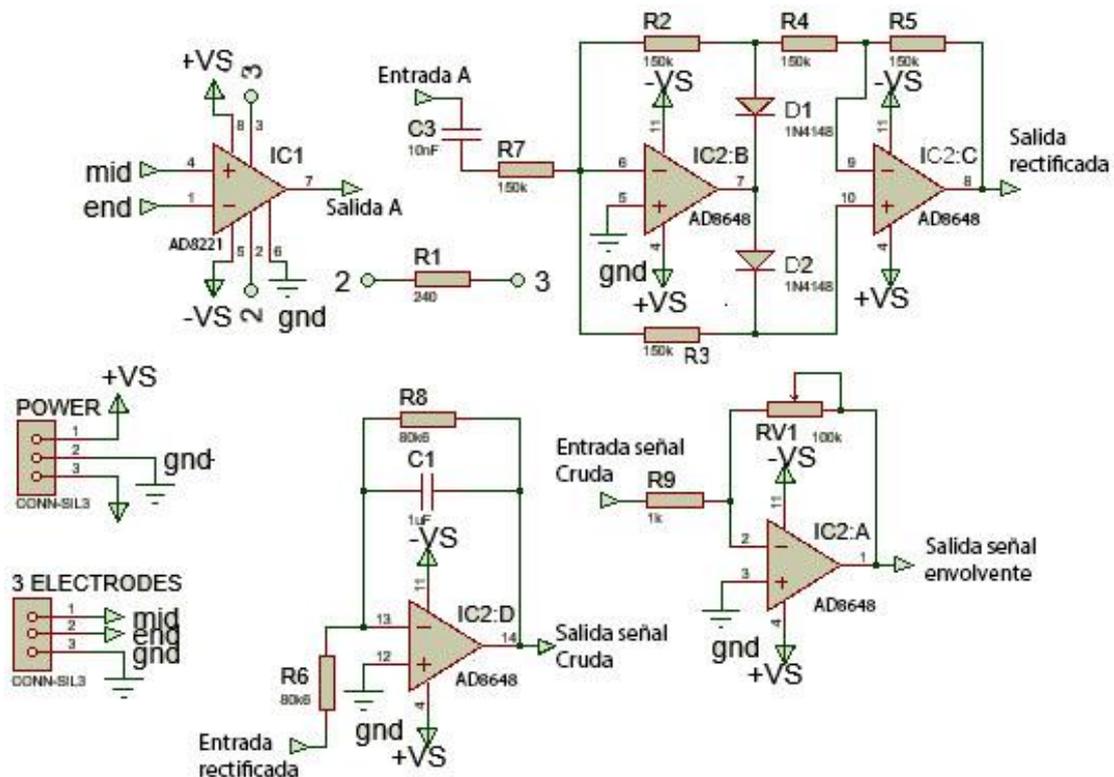


Fig. 24 Esquemática del circuito de adquisición del dispositivo de adquisición electromiográfico Myoware fabricado por Sparkfun [39]

Como se mencionó anteriormente, este módulo cuenta con dos salidas: la señal rectificada sin procesar y la envolvente. En este trabajo se optó utilizar la primera, ya que proporciona información relevante para el estudio. Si el usuario deseara visualizar la envolvente, solo basta con activar un filtro pasa bajos digital que elimine las componentes de alta frecuencia.

### 3.1.2 Sistema de control

Para la elección del microcontrolador, se tuvieron en cuenta varios parámetros: tamaño, consumo, frecuencia de trabajo, cantidad de entradas analógicas, cantidad de puertos digitales de entrada / salida y puertos de comunicación.

Al ser un dispositivo portable, el peso y el tamaño son características primordiales. Ya que se requiere alimentar al sistema por medio de baterías, fue necesario buscar un dispositivo cuyo consumo no sea muy elevado, permitiendo maximizar la autonomía.

El dispositivo que más se acercaba a las necesidades antes mencionadas fue el Arduino Nano, dispositivo que trabaja a 16 MHz, permitiendo alcanzar la frecuencia de muestreo requerida, y cumpliendo con la cantidad de entradas / salidas necesarias. Esto se puede observar en la Fig.

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

25. La frecuencia de muestreo máxima alcanzada fue de 718 Hz y se seteó por firmware y por software a 700 Hz. Esta frecuencia se consideró suficiente ya que la mayor potencia de la gráfica de densidad espectral del EMG de superficie se centra alrededor de los 200 Hz. Por Nyquist es muestreo suficiente contar con tres veces y media la frecuencia media.

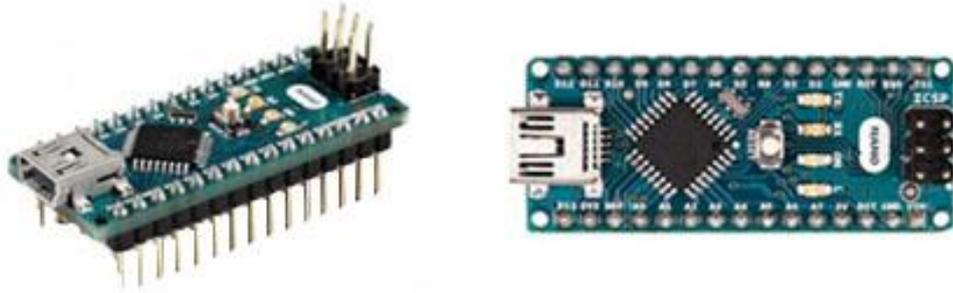


Fig. 25 Vistas isométrica y superior de Arduino Nano. Imagen extraída de la hoja de datos [40]

Las principales características se detallan en la **Tabla 2**:

<b>Microcontrolador</b>	ATmega328
<b>Arquitectura</b>	AVR
<b>Tensión de operación</b>	3.3 V
<b>Memoria Flash</b>	32 KB del cual 2 KB son usados por el bootloader
<b>SRAM</b>	2 KB
<b>Frecuencia de reloj</b>	16 MHz
<b>Entradas analógicas</b>	8
<b>EEPROM</b>	1 KB
<b>Corriente DC por cada pin I/O</b>	40 mA
<b>Alimentación</b>	7-12 V
<b>I/O Digitales</b>	22
<b>Salidas PWM</b>	6
<b>Consumo</b>	19 mA
<b>Tamaño del PCB</b>	18 x 45 mm
<b>Peso</b>	7 g
<b>Código del producto</b>	A000005

Tabla 2: Características del microcontrolador Arduino Nano. Información extraída de la hoja de datos del dispositivo [40]

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

### 3.1.3 Sistema de alimentación

Al tratarse de un dispositivo portátil, es necesario contar con una alimentación independiente. Para ello se dispuso de un batería tipo Li-Po de 3.7 V y 720 mAh junto con un módulo de carga diseñado especialmente para este tipo de acumuladores (Fig. 26). La carga de la misma se puede realizar con cualquier cargador USB de al menos 500 mA de salida.

La autonomía alcanzada fue de más de 12 horas de transmisión continua. Esto permite realizar una jornada de trabajo completa sin la necesidad de interrumpir el estudio por falta de carga.



Fig. 26 Batería tipo Li-Po. Imagen extraída de [41]

A pesar de que este tipo de baterías pueden ser cargadas con tensión constante, a fines de preservar la vida útil, el fabricante recomienda cargarlas con una curva de corriente predeterminada. La misma se puede visualizar en gráfico de la Fig. 27.

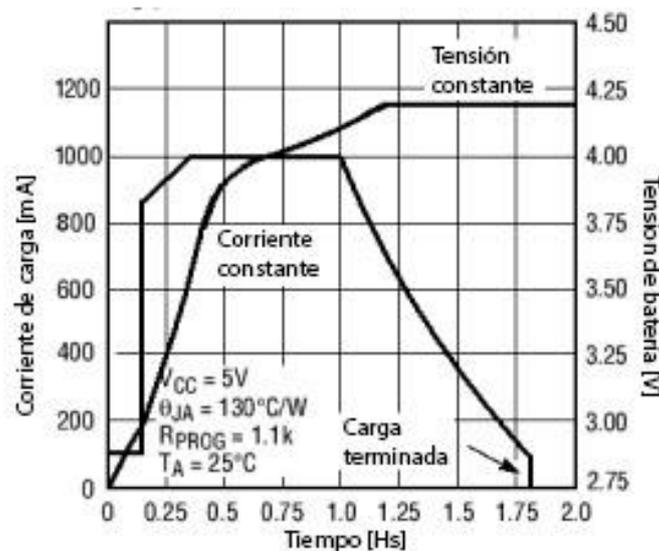


Fig. 27. Curva de carga de batería Li-Po. Grafica extraída y adaptada de la hoja de datos [42]

#### 3.1.3.1 Controlador de carga TP4056

Para el control de carga de batería se utilizó un módulo basado en el circuito integrado TP4056. Este chip está especialmente fabricado para tener un control total en la carga, incluyendo control de tensión, corriente y temperatura (Fig. 28).

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

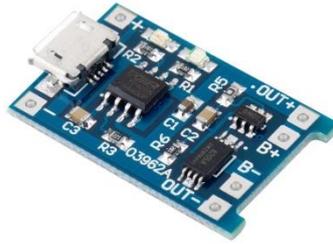


Fig. 28 Módulo de carga. Imagen extraída de [43]

### 3.1.3.2 Indicador de carga

Para conocer el estado de carga de la batería, se colocó un display de cinco segmentos. El mismo cuenta con cuatro segmentos internos, que se encienden de forma progresiva cuando la capacidad es del 25%, 50%, 75% y 100% respectivamente. Si la carga de la batería es inferior al 25%, solamente se enciende el borde rojo que actúa como quinto indicador. Se puede ver este indicador en la Fig. 29.

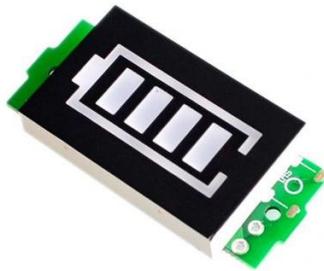


Fig. 29. Display indicador de carga.

Para optimizar la carga de la batería, este *display* se activa 3 segundos al encender el equipo y luego permanece apagado y solo vuelve a encenderse si la carga es inferior al 30%, ya que el microcontrolador toma muestras periódicamente de la misma.

### 3.1.3.3 Sistema de protección

Como se trata de un equipo con partes aplicables en contacto con el usuario, el dispositivo debe ser eléctricamente seguro. Para cumplir con esta condición se diseñó un circuito de desacople, encargado de separar galvánicamente el sistema de adquisición y control, del sistema de alimentación mientras este último carga la batería. Este circuito permite la utilización de diferentes tipos de fuentes de energía externas sin comprometer la seguridad del usuario. La Fig. 30 muestra el circuito antes descrito.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

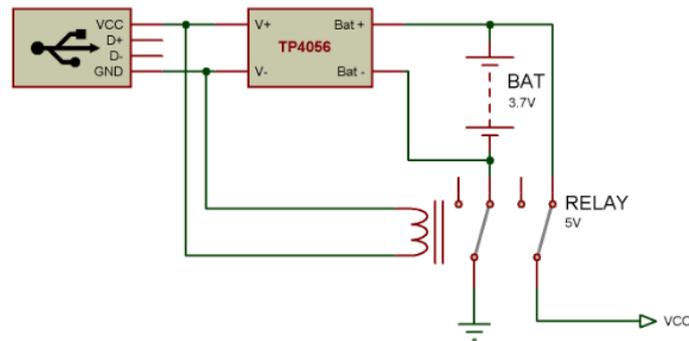


Fig. 30 Circuito del sistema de protección. Cuando se está cargando la batería, la fuente externa energiza la bobina de un relé que desacopla la fuente de alimentación del resto de los componentes del sistema de transmisión. En funcionamiento normal el relé se encuentra abierto y la batería esta acoplada a los pines normal cerrado (NC).

### 3.1.3.3.1 Regulador de carga

La principal desventaja del uso de baterías como fuente de alimentación es la variabilidad de la tensión en función de la carga. Para solucionar este inconveniente, se utiliza un módulo comercial de fuente Step Up (hoja de datos en [44]). La misma se encarga de suministrar una tensión de salida constante, independientemente de la variación de la tensión de entrada. A su vez, cuando la tensión de entrada es inferior a un umbral predefinido, el dispositivo se apaga. La fuente step-up utilizada está basada en el circuito integrado MT3608. Este circuito trabaja por modulación de frecuencia de pulsos adaptándose de forma constante a la tensión de entrada y a la carga. El diagrama en bloques de este dispositivo puede observarse en la **Fig. 31**.

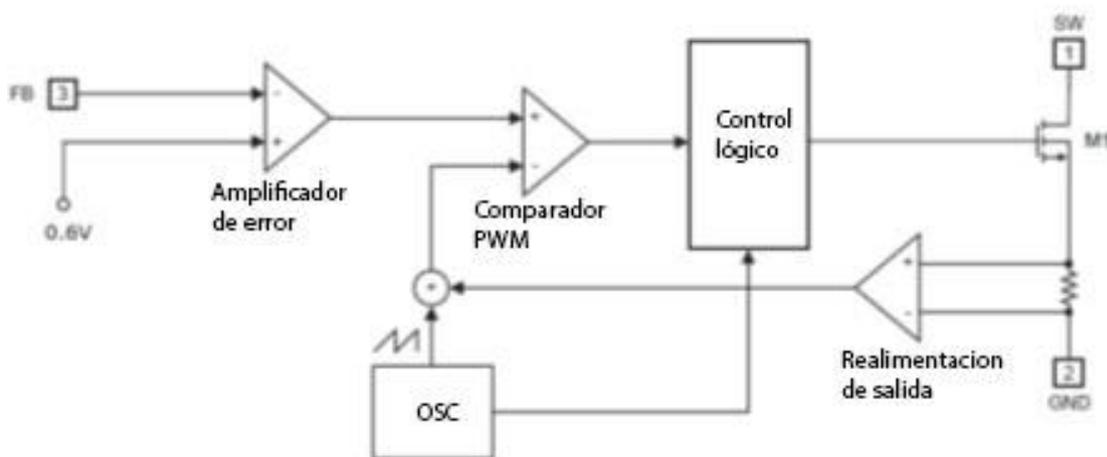


Fig. 31. Diagrama en bloques de una solución comercial fuente Step Up del fabricante Aereosemi. Circuito extraído y modificado de la hoja de datos del fabricante [44]

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

La regulación de tensión aplicada a la carga depende tanto de la tensión de entrada como de la corriente de salida. Frente a un cambio en cualquiera de los dos parámetros, se modifica la frecuencia de oscilación y la lógica de control mantiene constante la salida.

Las funciones de la **Fig. 32** muestran la eficiencia del dispositivo. La primera muestra la variación de tensión de salida en función de la tensión de alimentación (regulación de línea). En la segunda, se muestra la variación de tensión de salida en función de la carga (corriente de salida). La variación de salida se mantiene menor al 1%.

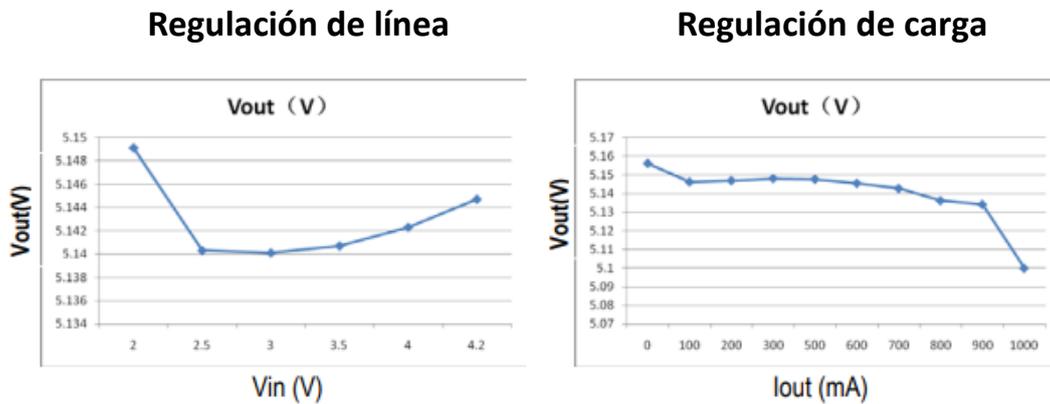


Fig. 32. Respuesta de regulación de línea y carga para una solución comercial fuente Step Up del fabricante Aerosemi. Figura extraída y modificada de la hoja de datos del CI TP4051 [44]

### 3.1.4 Módulo de transmisión

Se evaluaron tres sistemas distintos, analizando diferentes parámetros, ventajas y desventajas de cada uno. La **Tabla 3** muestra una comparativa entre los 3 dispositivos.

Módulo	Wengshing [45]	NRF24L01 [46]	XBee [47]
			
Protocolo	Serie. Unidireccional	SPI. Bidireccional  Protocolo de comunicación propio.	SPI. Bidireccional  Red Mesh  Protocolo de comunicación Zbee.

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

<b>Frecuencia</b>	433.33 MHz	2.4 GHz	2.4 GHz
<b>Ancho de banda</b>	10 Kbps	1 Mbps	250 Kbps
<b>Distancia</b>	10 m	100 m	1.6 Km
<b>Precio</b>	3 U\$S	6 U\$S	120 U\$S

Tabla 3: Comparativa de los distintos sistemas de transmisión [47]–[50].

Los módulos Wenshing de 433.33 MHz son económicos y sencillos de usar, pero cuentan con la desventaja de tener un ancho de banda reducido, lo cual limita al sistema si se requiere mostrar la señal sin procesar. Los módulos XBee, son muy versátiles y son ideales cuando se necesita transmitir datos a largas distancias. Estos cuentan con la posibilidad de usar los protocolos de comunicación de Zbee, que son muy estables y seguros cuando se desea hacer redes Mesh. La principal desventaja es el elevado precio.

Para este proyecto se eligió el módulo NRF24L01, ya que es económico y no se encuentra limitado por el ancho de banda o la potencia de transrepción. La comunicación entre el módulo y el microcontrolador es del tipo SPI sin interrupción; un protocolo sincrónico, codificado y bidireccional.

Es posible configurar el dispositivo en tres modos diferentes de transmisión. Las variantes son: 256 kbp/s, 1Mb/s, o 2 Mb/s. A mayor ancho de banda de transmisión, mayor es el consumo, razón por cual se eligió la opción mínima viable. Debido a la frecuencia de muestreo elegida para adquisición de las señales en este proyecto, es velocidad suficiente transmitir a una tasa de 22.4 kbps, como se detalla en la ecuación (3). Por lo tanto, se elige el modo de transmisión de 256 kb/s.

$$Frecuencia_{Muestreo} = 700Hz$$

$$Tiempo_{Muestreo} = 1.4286ms$$

$$Tamaño_{Paquetes} = 32 Bits_{Paquete} \tag{3}$$

$$\frac{32 \text{ bits}}{1.4286 \text{ ms}} = 22.4 \text{ kbps}$$

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

Existen dos versiones de este módulo: uno de baja ganancia (**Fig. 33**) con la antena integrada en el mismo circuito impreso y otro de alta ganancia, con antena externa. En este proyecto se optó por usar una combinación de ambos, colocando el de alta ganancia en el receptor, y el de baja ganancia en el transmisor. De este modo se logró una distancia de transmisión de alrededor de los 100 metros sin interferencias.



**Fig. 33 Izquierda: Transreceptor de baja ganancia; Derecha: Transreceptor de alta ganancia. Imágenes extraídas de [50]**

Las características de operación se pueden observar en la **Tabla 4**, las características de radiofrecuencia se detallan en la **Tabla 5** y las características de potencia se detallan en la **Tabla 6**. Para que el dispositivo funcione dentro de estos parámetros se colocó un regulador de tensión LD1117, que entrega en su salida 3.3V constantes independientemente de la tensión de entrada.

Condiciones de operación	Min	Max	Unidad
<b>Tensión de alimentación</b>			
VDD	-0.3	3.6	V
VSS		0	V
<b>Tensión de entrada</b>			
$V_i$	-0.3	5.25	V
<b>Tensión de salida</b>			
$V_o$	VSS a VDD	VSS a VDD	
<b>Potencia total de disipación</b>			
PD ( $T_A=85^\circ\text{C}$ )		60	mW

**Tabla 4: Principales características de un módulo de comunicación NRF24L01. Datos extraídos de la hoja de datos del CI NRF24L01 [50]**

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

Símbolo	Parámetros	Min	Tip	Max	Unidad
f <sub>OP</sub>	Frecuencia de operación	2400		2525	MHz
PLL <sub>res</sub>	Resolución del PLL		1		MHz
f <sub>XTAL</sub>	Frecuencia del cristal		16		MHz
Δf <sub>250</sub>	Desviación de frecuencia @250kbps		+160		kHz
Δf <sub>1M</sub>	Desviación de frecuencia @1Mbps		+160		kHz
Δf <sub>2M</sub>	Desviación de frecuencia @2Mbps		+320		kHz
R <sub>GFSK</sub>	Tasa de datos	250		2000	Kbps
F <sub>CHANNEL 1M</sub>	Espacio de no solapamiento @250kbps		1		MHz
F <sub>CHANNEL 2M</sub>	Espacio de no solapamiento @2Mbps		2		MHz

Tabla 5. Características de RF. Datos extraídos de la hoja de datos del CI NRF24L01 [50]

Símbolo	Parámetros	Min	Tip	Max	Unidad
P <sub>RF</sub>	Potencia máxima de salida		0	+4	dBm
P <sub>RFC</sub>	Rango de potencia de RF	16	18	20	dB
P <sub>RFCR</sub>	Exactitud de potencia RF			+4	dB
P <sub>BW2</sub>	20 dB BW de portadora (2Mbps)		1800	2000	KHz
P <sub>BW1</sub>	20 dB BW de portadora (1Mbps)		900	1000	KHz
P <sub>BW250</sub>	20 dB BW de portadora (250kbps)		700	800	KHz

Tabla 6. Características de potencia. Datos extraídos de la hoja de datos del CI NRF24L01 [50]

### 3.1.5 Indicadores

Para que el dispositivo pueda vincularse con el evaluador se diseñaron entradas y salidas de señales específicas. Se dispuso de los siguientes periféricos:

- **Entrada de pulsador:** La función del mismo es entrar en funciones especiales. Por ejemplo, el autoajuste de amplitud.
- **Salida a LEDs:** Se colocaron dos LEDs, uno rojo y uno verde. El verde permite comprobar un enlace válido y el rojo indicar fallas. Se conectaron a dos salidas PWM para poder regular la potencia de iluminación de los mismos.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

- **Salida a buzzer:** Se dispuso una salida PWM conectada a un buzzer no auto resonante. Permitiendo emitir distintos tonos para distintas alertas.
- **Salida a indicador de carga:** Señaliza el estado de carga del sistema. Se enciende al iniciar el sistema y cuando la batería disminuye por debajo de un umbral.

### 3.1.6 Diagrama en bloques

La primera etapa corresponde a la rutina de inicialización donde se realiza es la declaración de pines de entrada y salida. Luego se muestra el estado de batería durante tres segundos en el display indicador de carga. A continuación, se inicializa el módulo de radiofrecuencia: se le asigna un canal de transmisión y se programan los parámetros de funcionamiento, como tasa de bits y potencia, y se declaran los pines que se utilizarán para la transmisión.

La segunda etapa corresponde al bucle repetitivo. Se verifica la correcta conexión entre el transmisor y el receptor. De ser válido el enlace, se enciende el led correspondiente y se establece una línea de transmisión, de lo contrario el led permanece apagado. Una vez establecido el enlace, se leen los cuatro puertos analógicos cuyas señales se multiplexan y digitalizan. También se realiza la lectura de un pulsador, utilizándolo como indicador de eventos. Con toda la información se genera un paquete y se envían los datos al receptor. Esto se repite de forma continua, hasta que se apaga el dispositivo. El diagrama en bloques de la **Fig. 34** describe el funcionamiento del transmisor.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

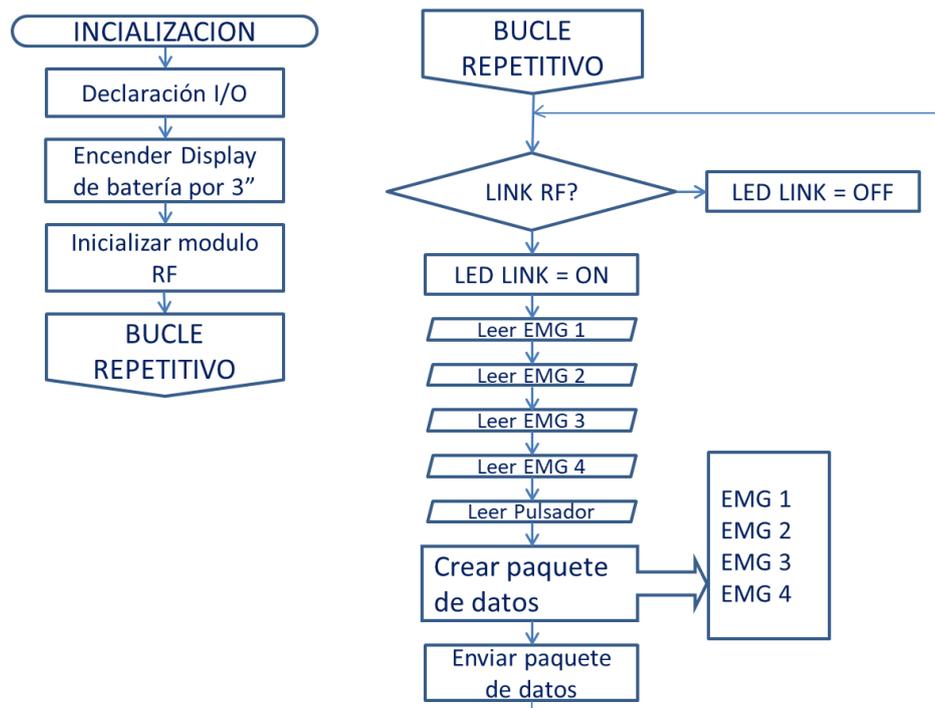


Fig. 34. Funcionamiento del sistema de transmisión. Bloques de rutinas de inicialización y bucle repetitivo; el mismo se ejecuta de forma iterada siempre que se encuentre alimentado y encendido el transmisor.

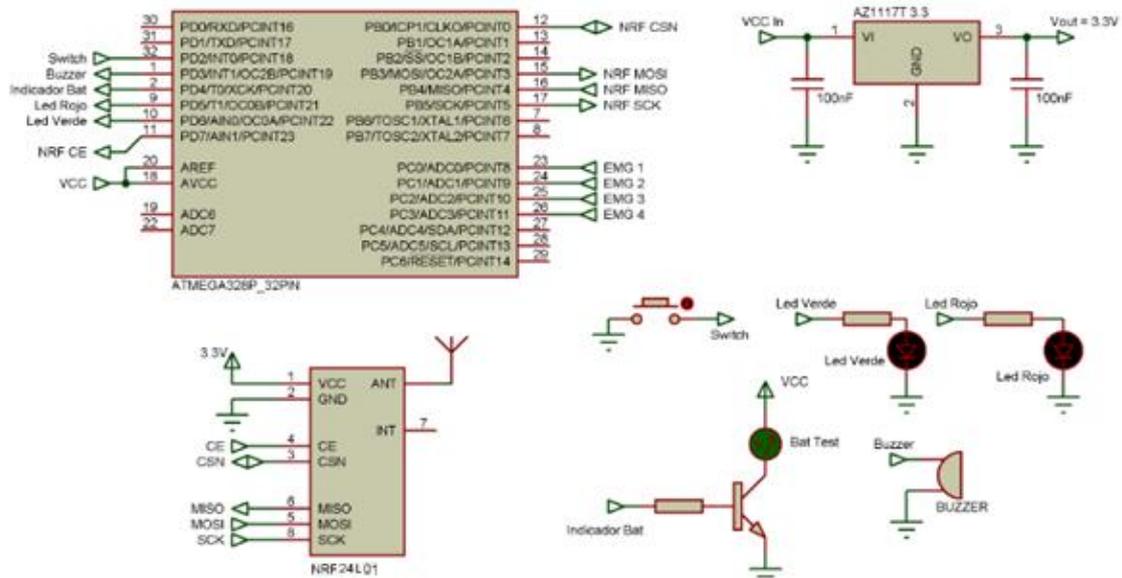
### 3.1.7 Circuito esquemático

El primer bloque es el microcontrolador, identificado como Arduino Nano. Se trata de un ATMEGA 328P de 32 pines SMD. En el mismo se pueden ver todas las entradas y salidas utilizadas. Del lado izquierdo, en la parte superior, están los puertos de entrada salida de periféricos. La entrada con la etiqueta *Switch* es un pulsador, utilizado para que el evaluador entre en una rutina de adaptación de la señal de EMG, adecuando el rango de salida a la máxima contracción voluntaria. El siguiente pin es una salida para un *buzzer*. Mediante una señal PWM y utilizando un dispositivo no resonante se puede controlar el tono y crear distintas alertas. Cuando se habilita la salida denominada *display indicador de carga*, se excita un transistor que al saturarse activa el mismo. Los pines subsiguientes son utilizados como salidas de LEDs. Uno de ellos se activa al establecer conexión entre el transmisor y el receptor, y el otro queda disponible para futuras modificaciones de firmware. Los siguientes pines del microcontrolador están conectados con el módulo de radiofrecuencia. Se utilizaron los pines de interfaz SPI destinados para tal fin.

El segundo bloque es el transmisor RF, con todos sus pines.

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

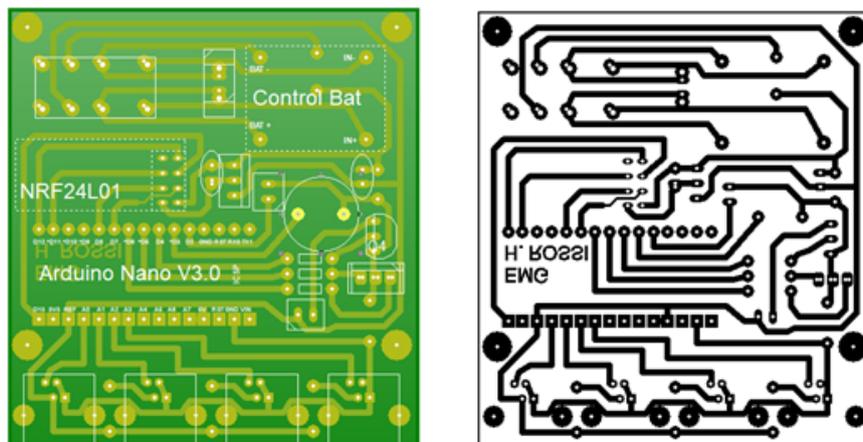
En la **Fig. 35** se muestra el circuito diseñado e implementado.



**Fig. 35.** Esquemática del circuito del sistema de transmisión

### 3.1.8 Circuito impreso

Para poder integrar todos los módulos del sistema se diseñó un circuito impreso, utilizando el programa PCB Wizard. Se utilizó una placa del tipo FR4 con cobre en una sola cara. En la **Fig. 36** se puede observar cómo queda la placa terminada en formato *render* sin los componentes, así como también el *layout* de las pistas.



**Fig. 36.** Circuito impreso del transmisor. Renderizado de la parte superior e imagen espejada lista para ser replicada en una placa circuito impreso.

En la **Fig. 37** se puede observar cómo quedaría la placa renderizada con los módulos y componentes ya colocados.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

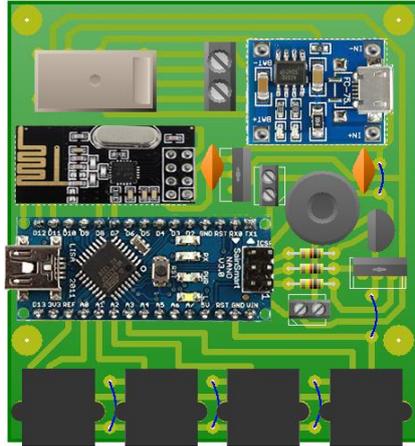


Fig. 37. Renderizado del circuito impreso del transmisor. Se observan los componentes montados sobre el mismo.

### 3.1.9 Gabinete

Para almacenar el sistema de transmisión se diseñó un gabinete el cual se imprimió en una impresora 3D. Se utilizó filamento de ácido poliláctico (PLA) negro como material base y se imprimió en alta resolución con acabado directo. El mismo se puede observar en la **Fig. 38**. Las dimensiones del mismo son: 100mm x 70mm x 35mm. La sujeción al paciente se puede lograr mediante una correa elástica con abrojos.



Fig. 38. Renderizado del sistema de transmisión. Vistas isométricas donde se puede ver el indicador de carga, la llave de encendido, un pulsador, LEDs indicadores de estado, los conectores de conexión con los módulos de adquisición y los puertos USB de carga y reprogramación de Firmware.

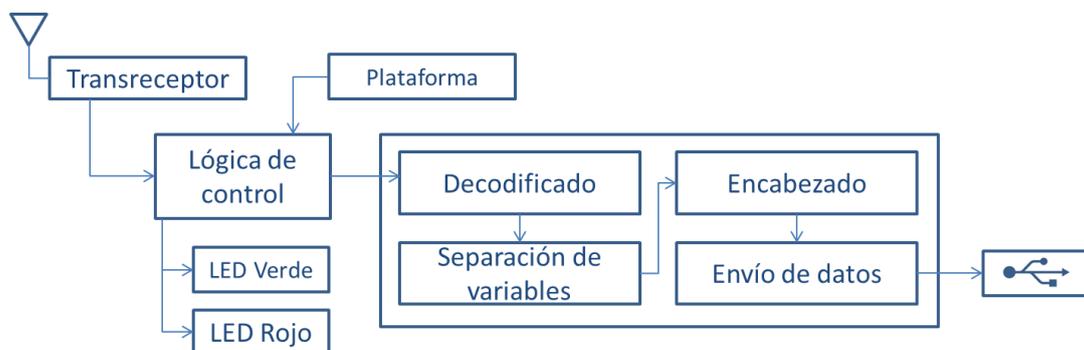
### 3.2 Sistema de recepción

El sistema de recepción es la unidad destinada a captar la señal de radiofrecuencia emitida por el transmisor, esta señal es recibida y decodificada, para luego ser enviada vía USB a una computadora.

#### 3.2.1 Diagrama en bloques

La primera etapa consta de un módulo de transrecepción. El mismo se encarga de enviar y recibir los paquetes administrados por la lógica de control, que también se encarga de activar y desactivar los LEDs. El procesamiento de los paquetes se ve representado en el bloque más grande, que muestra la secuencia de funcionamiento.

Lo primero que realiza es la decodificación, se clasifican las variables, se agrega la información enviada por la plataforma de fuerzas, se agrega un encabezado y se transmite a la computadora vía USB. El diagrama en bloques de la **Fig. 39** muestra las etapas antes descriptas.



**Fig. 39. Diagrama en bloques del sistema de recepción. El bloque de lógica de control ubicado a la izquierda y el bloque grande de procesamiento son ejecutados por el microcontrolador.**

#### 3.2.2 Circuito esquemático

El microcontrolador utilizado es un ATMEGA 328P de 32 pines montado sobre una placa de Arduino Nano funcionando a 16MHz. A la derecha se puede observar la fuente de alimentación, cuya función es regular la tensión a 3.3 Volt. Por debajo se muestra el módulo de transrecepción, con sus respectivos pines de conexión. A su derecha se observan los LEDs verde y rojo utilizados como señales de link y error. El pin 30 (Interrupción física) es utilizado para la conexión con la plataforma del módulo de medición dinámica de fuerzas. En la **Fig. 40** se describe el circuito diseñado e implementado:

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

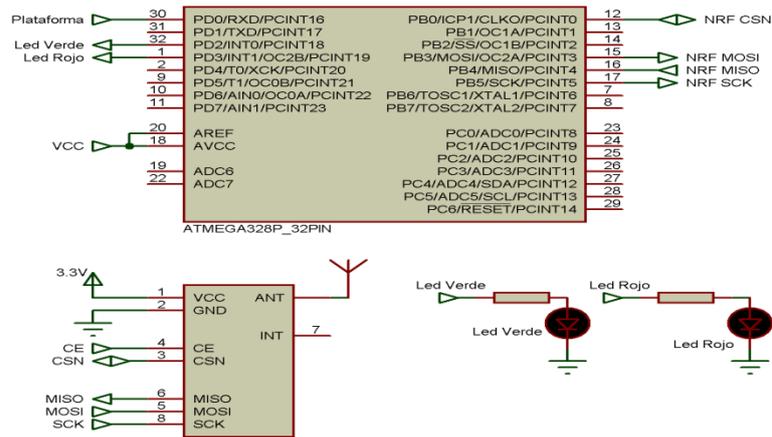


Fig. 40. Esquemática del circuito del sistema de recepción. Se observa en la parte superior el microcontrolador utilizado en el sistema (ATMEGA 328P) junto con el módulo de transrecepción NRF24L01 y los LEDs de control.

### 3.2.3 Circuito impreso

El circuito impreso se realizó en FR4 con cobre en una sola cara. La bornera que se ve a la derecha permite la conexión con la plataforma que compone el módulo de medición dinámica de fuerzas. Esto es útil para la sincronización entre dispositivos, lo cual se puede apreciar en la sección Caracterización del dispositivo. En Fig. 41 se muestra el renderizado del circuito impreso.

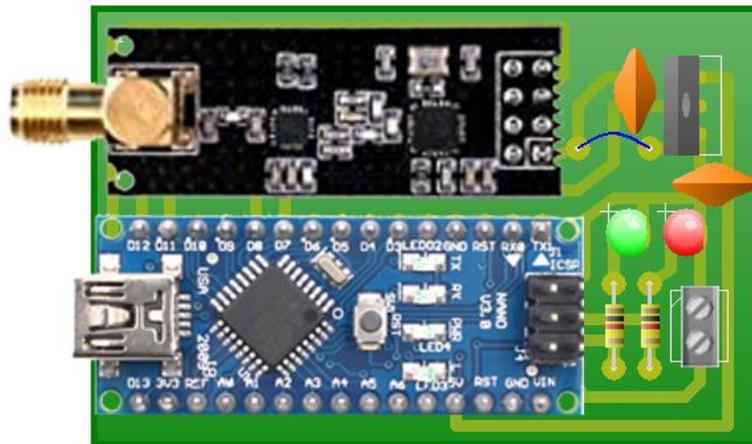


Fig. 41. Módulo de recepción con los componentes colocados sobre placa de circuito impreso del tipo FR4. Se observa el módulo de transrecepción en la parte superior y el Arduino Nano en la parte inferior. En la parte lateral derecha se encuentra el regulador de tensión, los LEDs indicadores de estado y la bornera de interconexión con la plataforma.

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

### 3.2.4 Gabinete

Para almacenar el sistema de recepción se diseñó un gabinete el cual se imprimió en una impresora 3D. Se utilizó PLA negro como material base y se imprimió en alta resolución con acabado directo. El mismo se puede observar en la **Fig. 42**.



**Fig. 42. Sistema de recepción. Vista isométrica donde se pueden ver los LEDs indicadores de estado, el puerto USB y la antena de alta ganancia del módulo de transrecepción.**

Las dimensiones del gabinete son: 60mm x 40mm x 25mm.

## 3.3 Interfaz de usuario

### 3.3.1 Programación

La información proveniente del microcontrolador debe ser recogida por la computadora, lo cual se realizó a través de un software de diseño propio. El mismo se encarga de recibir la información, decodificarla, procesarla y graficarla en tiempo real mediante una interfaz gráfica. Esta interfaz gráfica fue implementada en Matlab y posee una pantalla donde se muestran las distintas señales electromiográficas provenientes del sistema de transmisión. Además se puede visualizar una señal de sincronismo con una plataforma de fuerzas dinámicas. Estas gráficas pueden ser ocultadas y visualizadas por el usuario.

Si se desea, el programa permite agregar filtros pasa bajos, pasa altos, pasa bandas y elimina bandas. Se pueden configurar tanto las frecuencias de corte como el factor de selectividad. El orden del filtro puede ser un valor de 1 a 500. El tipo de filtro puede ser IIR o FIR. Estos filtros pueden ser ajustados por canal de forma independiente, y se pueden agregar cuantos filtros se deseen.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

Esta interfaz fue implementada en Matlab y se programó con un núcleo orientado a eventos. A diferencia de un programa secuencial, el usuario es quien define qué acción se debe realizar, activando una rutina específica con cada botón que pulsa. Esto le permite tener control sobre el sistema. En la **Fig. 43** se puede observar la ventana de visualización de los cuatro canales de adquisición.



**Fig. 43. Interfaz gráfica: ventana de visualización de los cuatro canales de adquisición simultánea.**

La **Fig. 45** muestra la parte superior de la interfaz. En la misma se puede observar un menú donde le permite al usuario cambiar configuraciones de conexión, como ser el tamaño del buffer, el tiempo en ventana y que señales ver u ocultar.



**Fig. 44. Menú de comandos. Se observa en la parte superior el menú de inicio, el seteo de conexión y el control de gráficas.**

Si el usuario se posiciona sobre el gráfico, y realiza click derecho sobre el mismo, le puede agregar cuantos filtros desee. En la **Fig. 45** se puede visualizar cómo se configuran.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

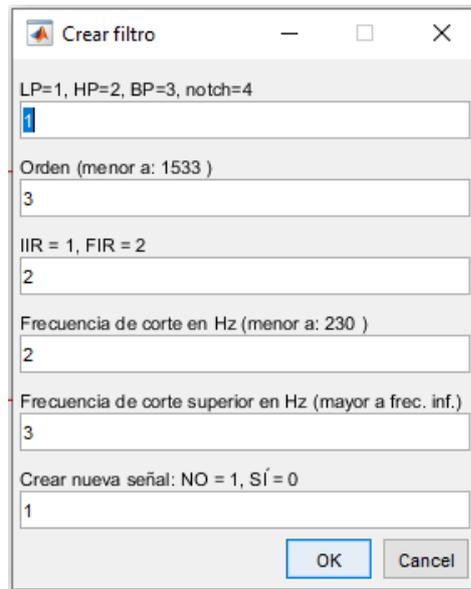


Fig. 45. Interfaz de configuración de filtros. Se observa la selección del tipo de filtro: pasa bajos, pasa altos, pasa banda o notch, el orden del filtro, el tipo de filtro (FIR o IIR), la frecuencia de corte superior e inferior y si el usuario desea superponer la señal original con la filtrada.

En la interfaz principal también se puede observar que hay un botón titulado “Datos Paciente”. Cuando se presiona se abre una ventana como la de la Fig. 46, que permite al usuario cargar los datos del sujeto a analizar. Con los datos ingresados, al finalizar el estudio, se crea una carpeta propia del paciente, donde se generan los archivos titulados en función de la fecha y hora del examen. En caso de que existieran mediciones anteriores para este paciente, se utiliza la carpeta previamente creada.

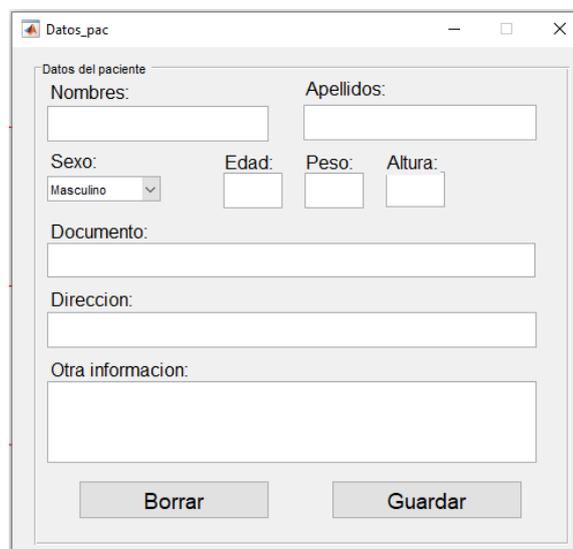
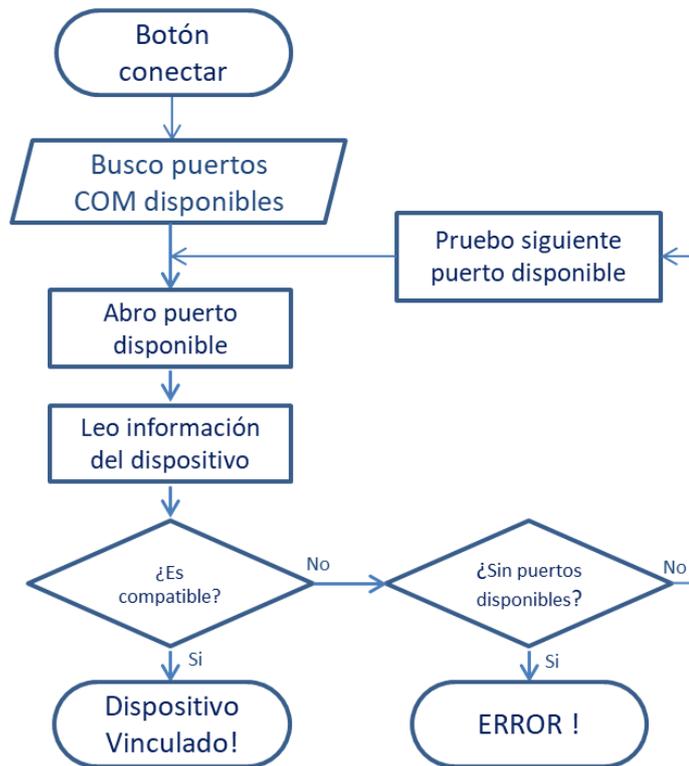


Fig. 46. Interfaz para la carga de datos del paciente. Los datos a cargar en la base de datos pueden ser nombre, apellido, género, edad, peso, altura, documento, dirección y otros datos que el evaluador crea necesarios.

### 3.3.2 Diagramas en bloque

Se presenta a continuación los diagramas en bloques de los eventos posibles. En el diagrama en bloques de la **Fig. 47** se observa lo que sucede cuando se presiona el botón conectar.



**Fig. 47. Evento Conectar. Flujograma de ejecución cuando el operador dispara el evento de inicio de adquisición pulsando sobre el botón de conexión.**

Una vez que el dispositivo logra una correcta comunicación con la interfaz, comienza el flujo de datos hacia la computadora, tal como se muestra en el diagrama en bloques de la **Fig. 48**.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

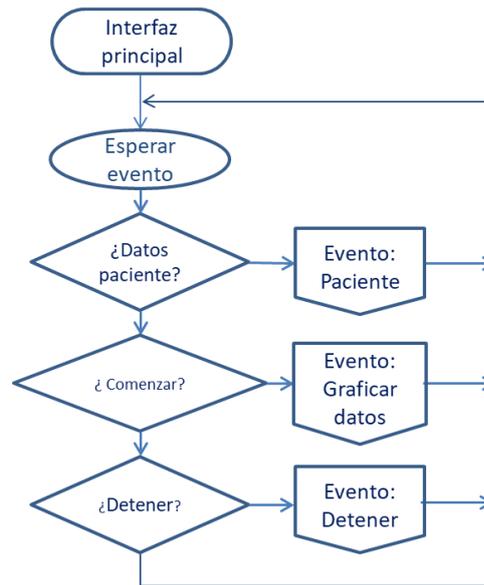


Fig. 48. Flujograma de ejecución de eventos posibles en la interfaz gráfica principal.

Se puede observar que el programa espera eventos y cada botón llama a su subrutina correspondiente.

En el diagrama en bloques de la Fig. 49 se puede observar la subrutina del evento Comenzar:

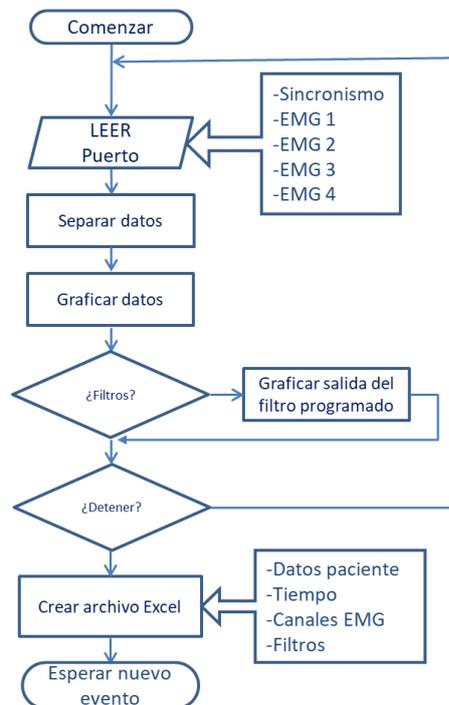


Fig. 49. Flujograma de ejecución de la subrutina del evento Comenzar.

Cuando el evaluador considera que está listo para comenzar a adquirir los datos del EMG, basta con pulsar el botón de conexión. El software se encarga de leer los campos correspondientes e ir llenando un espacio de memoria destinado como buffer. Cuando el

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

mismo se completa, se envía mediante una rutina al graficador. Se usa este buffer para optimizar los tiempos y evitar interrupciones en la gráfica. El tamaño puede ser modificado por el operador del software, adjuntándolo a la capacidad de procesamiento de la computadora donde se corra el mismo.

El diagrama en bloques de la **Fig. 50** corresponde al control de la base de datos:



**Fig. 50.** Flujograma de ejecución del evento Paciente. Cuando el operador desea cargar los datos del paciente, se ejecuta la rutina descrita.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

La lógica, tal como lo muestra el diagrama en bloques de la **Fig. 50**, se basa en esperar a que el usuario complete los campos con los datos correspondientes, para luego almacenarlos en una estructura. Se emite un evento sonoro de confirmación y se cierra la ventana. En el caso de que se presione el botón de borrar campos, la acción que se ejecuta es la de borrar todos los datos.

### 3.3.3 Ejecutable de aplicación

Para lograr un sistema ejecutable, que no requiera de un software pago (MATLAB), se creó un ejecutable mediante MATLAB Compiler, que permite convertir rutinas en aplicaciones autónomas. Se utiliza MATLAB Runtime para la ejecución de las mismas.

#### 4 Caracterización del dispositivo

Para la caracterización del sistema se conectó el dispositivo transmisor a un generador de funciones arbitrarias, generando patrones que sirven para tal fin.

La frecuencia de muestreo es controlada por firmware, se programó en 700 Hz para cumplir con los requisitos discutidos en la introducción de este informe. Se realizaron ensayos con un generador de señales para caracterizar la respuesta del sistema completo. En el gráfico de la **Fig. 51** se puede observar la respuesta del sistema frente a una señal senoidal de 240 Hz conectada a uno de los canales. Se puede apreciar que la señal obtenida es acorde a lo esperado.



**Fig. 51. Ensayo de prueba de adquisición. Señal generada mediante un generador de frecuencias arbitrarias seteado en onda senoidal de 240Hz, amplitud  $4.8 V_{pp}$  y offset de 2.4V.**

Se realizó una prueba de los filtros para verificar el correcto funcionamiento de los mismos. Para esto, se configuró un *Sweep* en frecuencia modulada: se estableció una amplitud fija y una frecuencia variable en el tiempo. Se hizo variar la modulación en frecuencia de 10 Hz a 100Hz, mientras que la amplitud se mantuvo constante en 5V. Se programó un filtro FIR de orden 20 del tipo Pasa bajos con una frecuencia de corte en 30 Hz. En el gráfico de la **Fig. 52** se puede observar cómo disminuye la amplitud a medida que aumenta la frecuencia. Con esto se puede demostrar el funcionamiento de los filtros. La función de este filtrado es detectar la envolvente de una señal cruda de electromiografía.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

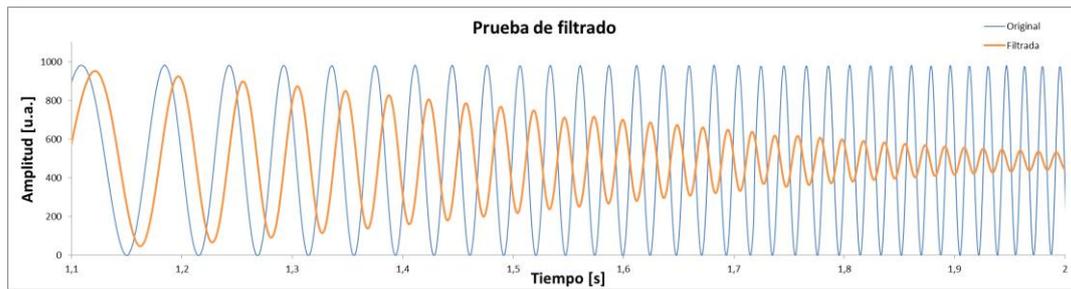


Fig. 52. Prueba de filtrado. Se aplicó un filtro pasabajos con frecuencia de corte en 30Hz sobre una señal de frecuencia modulada de 10 a 100 Hz. La señal azul corresponde a la señal original y la señal roja corresponde a la salida filtrada.

### 5 Prueba en sujetos

Luego de todas las etapas descriptas anteriormente se realizaron ensayos clínicos en un sujeto sano para comprobar el funcionamiento del sistema. Se realizó la prueba por duplicado en un sujeto sano de 27 años de edad, 75Kg de peso y 1.75m de altura. Se colocaron electrodos en los grupos musculares a analizar (descriptos más adelante en esta sección) y se le instruyó al sujeto que realice un ejercicio particular en donde ese grupo muscular se vea involucrado. Se registraron pruebas de actividad en miembros superior e inferior, y se contrastó con lo expuesto en la bibliografía. Se utilizaron electrodos de superficie, de Ag-ClAg como interfaz entre el Myoware y la piel del paciente. Para realizar estas pruebas se siguió el protocolo descripto en el **Anexo 9.2**.

El primer ejemplo de toma de muestras se realizó colocando el dispositivo en el bíceps de un sujeto y se le ordeno que realizara lagartijas (también conocido como flexiones de brazos) (**Fig. 53**). Si bien este ejercicio no es el óptimo para medir actividad en este musculo, se puede observar en la **Fig. 54** que existe actividad. Se presentan dos señales: La superior muestra la información cruda sin procesar y la inferior muestra la envolvente. Se observan tres ciclos de este ejercicio. Se puede ver como aumenta la amplitud y la frecuencia cuando se alcanza la máxima contracción muscular.

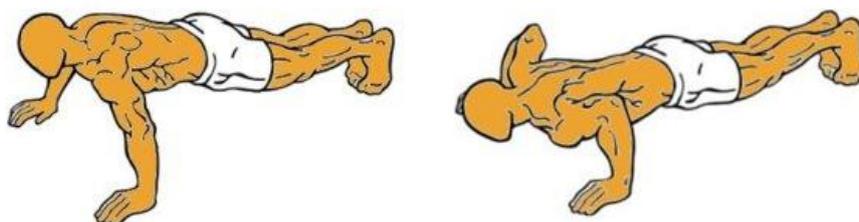
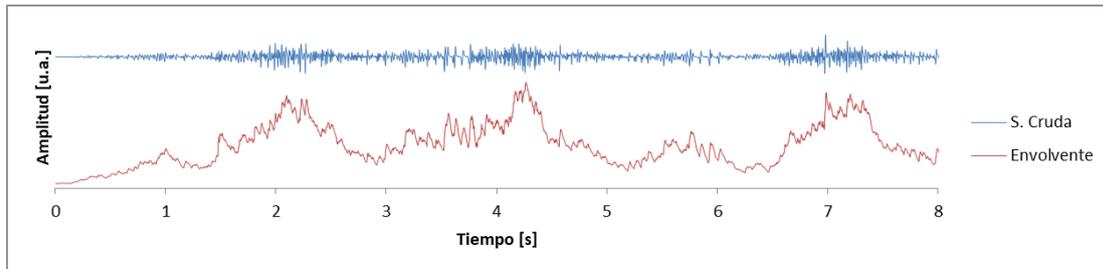


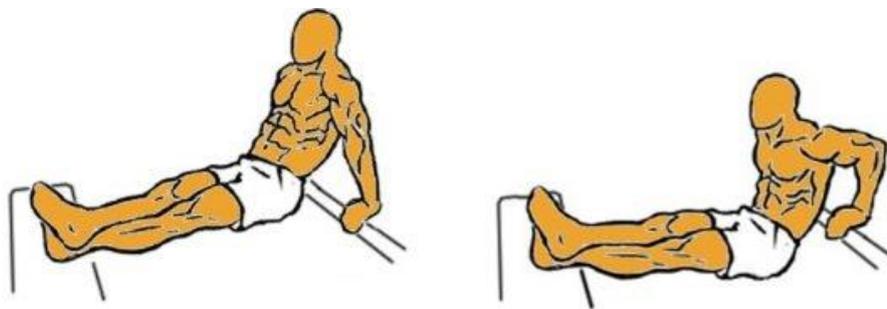
Fig. 53. Flexión de brazos [51]

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

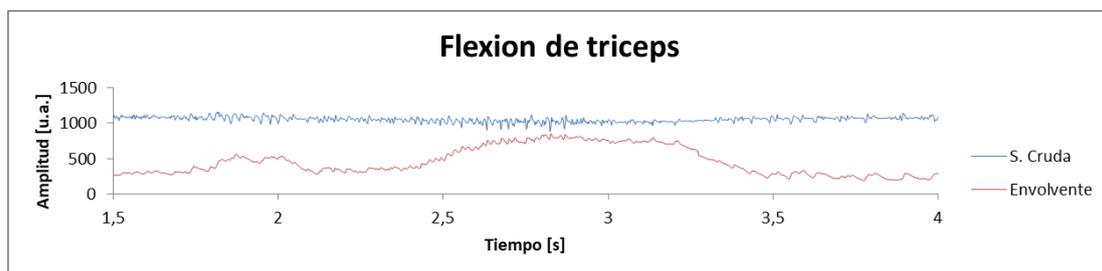


**Fig. 54. Flexión de brazos.** La amplitud de ambas graficas es en base a la máxima contracción voluntaria. Grafica superior (azul) muestra el EMG crudo. Grafica inferior (roja) muestra la envolvente.

El segundo registro fue de la actividad generada por los tríceps del brazo. Se le colocaron electrodos en el tríceps del brazo y se le pidió al sujeto que realice una flexión sujetado de un banco en posición semi sentado, tal como se muestra en la **Fig. 55**. Los resultados de la medición se pueden observar en el gráfico de la **Fig. 56**.



**Fig. 55. Flexión de tríceps [51]**



**Fig. 56. Flexión de tríceps.** La amplitud de ambas graficas es en base a la máxima contracción voluntaria. Grafica superior (azul) muestra el EMG crudo. Grafica inferior (roja) muestra la envolvente.

La tercera medición que se tomó fue agregando un segundo canal al tríceps del brazo, y se le ordenó al sujeto que realice remo horizontal con mancuerna. Ver **Fig. 57**. Los resultados de la medición se pueden ver en el gráfico de la **Fig. 58**, donde se puede apreciar la contracción de un musculo agonista mientras se relaja el antagonista y viceversa. Al igual que en gráfico de la **Fig. 54**, la señal superior, en azul, muestra la señal cruda, mientras que la inferior, en rojo, muestra la envolvente.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

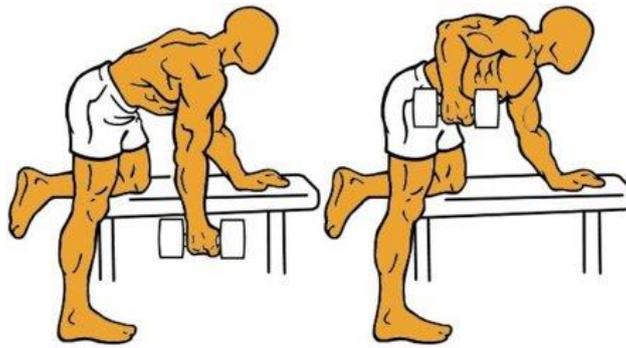


Fig. 57. Remo horizontal con mancuerna [51]

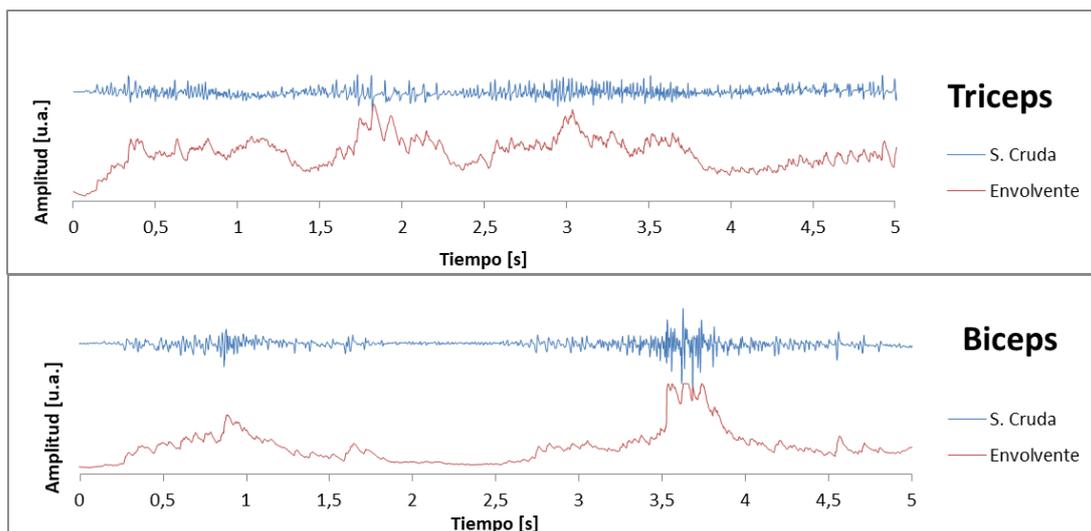


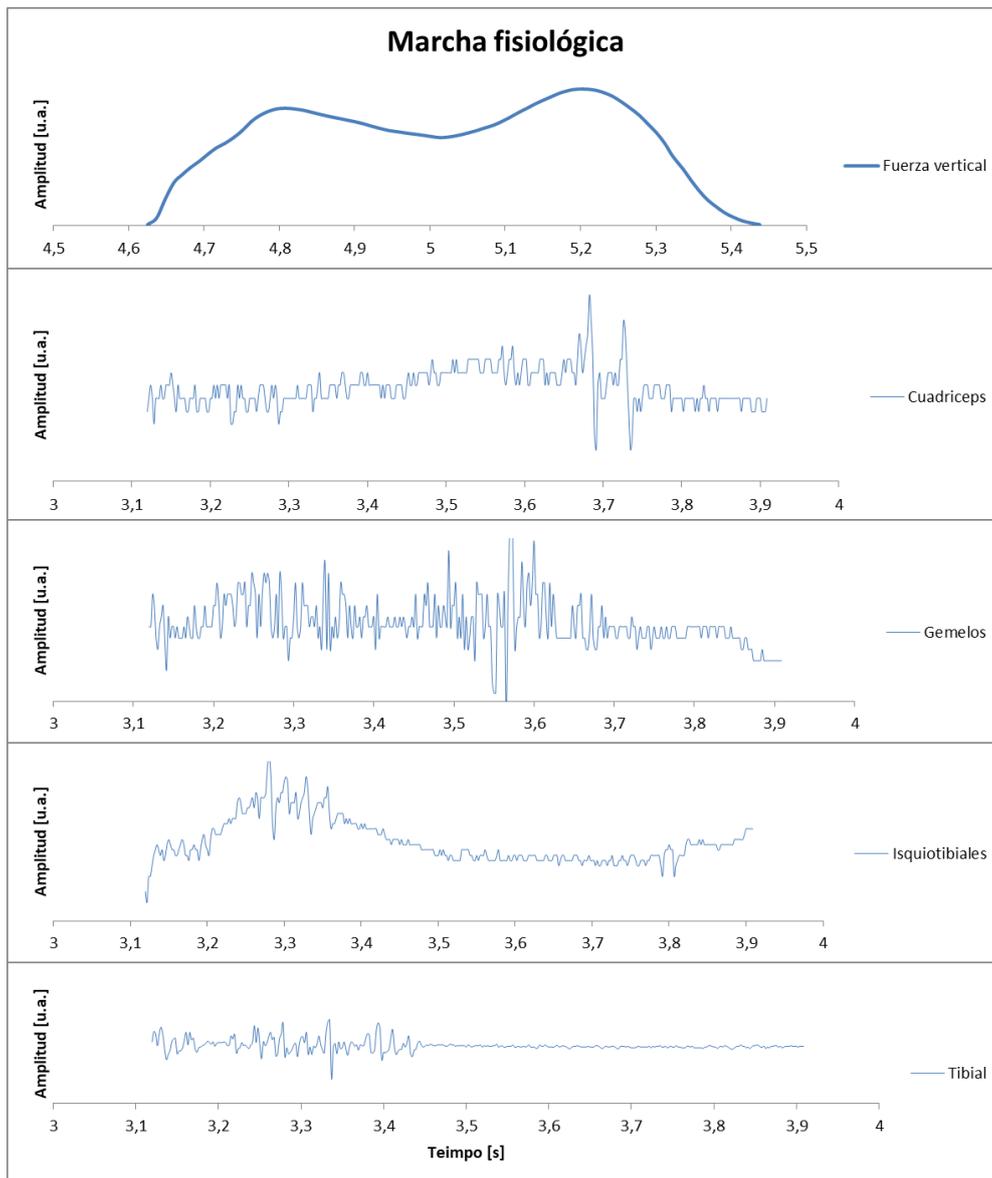
Fig. 58. Remo horizontal con mancuerna. La amplitud de ambas graficas es en base a la máxima contracción voluntaria. Comparacion de contracción / relajación alternada de un musculo agonista y su antagonista. Grafica superior (azul) muestra el EMG crudo. Grafica inferior (roja) muestra la envolvente.

Luego, se procedió a realizar mediciones en miembro inferior. Al sujeto se le colocaron electrodos en cuádriceps, isquiotibiales, gastrocnemio interno (también conocido como gemelos) y tibial anterior. Se le indicó que realice dos ejercicios: El primero es un ciclo de marcha en plataforma de fuerza y el segundo es un salto del tipo *Squat Jump* o salto vertical.

En la **Fig. 59** la primera señal corresponde a la información registrada por la plataforma, donde se observa la componente vertical de la fuerza de reacción del piso durante la fase de apoyo en un ciclo de la marcha. Las cuatro señales siguientes corresponden a la activación de los músculos durante dicha fase. En cuanto a la respuesta electromiografica, se puede observar que tanto el isquiotibial como el tibial anterior se activan durante el inicio de la fase de apoyo. Se observa también como el cuádriceps y los gemelos se activan de forma alternada a lo largo de la fase de apoyo. Esto es consistente con lo encontrado en la literatura [52].

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

El gráfico de electromiografía del cuádriceps, se ve saturado, debido a que la colocación de los electrodos no fue optima, y la amplificación de la máxima contracción voluntaria fue superior a la recomendada para la resolución del conversor A/D.



**Fig. 59. Señales electromiográficas correspondientes a distintos grupos musculares durante la fase de apoyo en conjunto a su patrón de marcha correspondiente tomada con una plataforma de fuerzas. La amplitud de ambas graficas es en base a la máxima contracción voluntaria para la electromiografía.**

En la **Fig. 60** la primera señal corresponde al pulso de sincronismo con la plataforma, donde un alto indica una fase de apoyo, mientras que un bajo indica una fase de vuelo. Se observa que tanto isquiotibiales como tibial anterior se activan previo a la fase de vuelo, mientras que cuádriceps y gemelos previo al despegue, así como también en el aterrizaje.

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

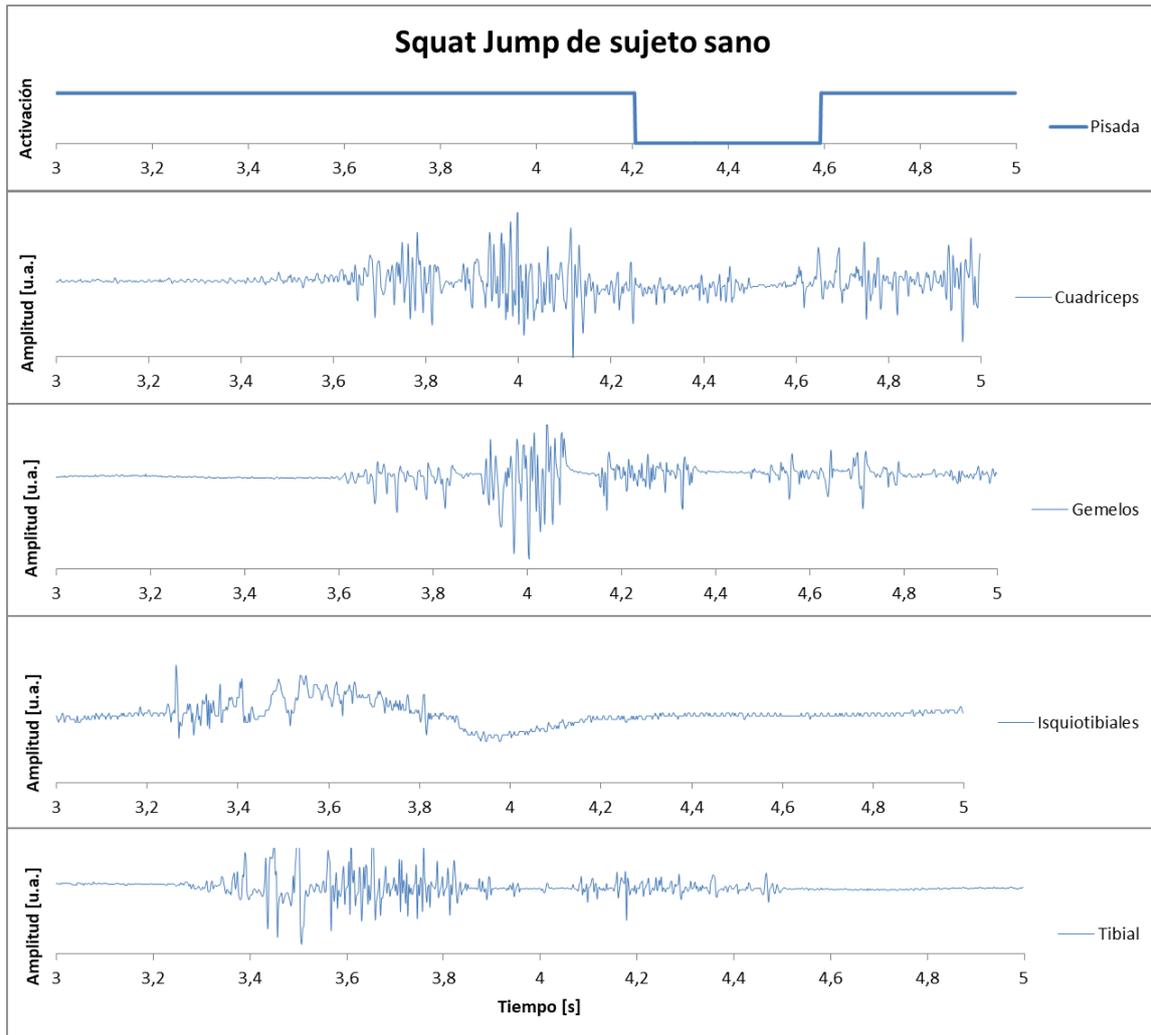


Fig. 60. Squat Jump de un sujeto sano. La señal superior corresponde al pulso enviado por la plataforma: Cuando el sujeto está en contacto con la misma envía un pulso en alto, mientras que en el instante que se encuentra en la etapa de vuelo, se observa un bajo. Las señales siguientes corresponden a los cuatro canales de electromiografía.

## 6 Discusión

En este proyecto se desarrolló un sistema inalámbrico de adquisición de señales electromiográficas que permite visualizar la actividad eléctrica de los músculos involucrados en el gesto de la marcha en tiempo real. Cabe destacar que el sistema no está limitado al análisis de la marcha sino que puede ampliarse al registro de otros grupos musculares.

Se implementó el sistema propuesto utilizando herramientas abiertas y libres (*Arduino* y electrónica de adquisición específica), permitiendo obtener las señales mencionadas con precisión y respuesta en frecuencia aceptable, ya que el muestreo se tomó en tres veces y media sobre la frecuencia media a adquirir. La batería elegida resultó tener autonomía suficiente, ya que las 12 horas de transmisión continua alcanzadas sobrepasan una jornada laboral completa. Se logró sincronizar los módulos de electromiografía y de medición dinámica de fuerza utilizando un enlace cableado como nexo. Se probaron varios sistemas de transmisión de RF, y se encontró que la opción que mejor se adaptaba era la utilización de módulos transreceptores basados en el chip NRF24L01. Las razones principales fueron el bajo costo, la potencia de transmisión y la disponibilidad en el mercado. Este módulo permitió una tasa de transferencia de datos suficiente, con la capacidad de encriptar creando canales seguros y sin interferencia dentro del rango de los 100 metros.

Uno de los objetivos más difíciles de implementar fue el filtrado digital. Se logró mediante el software de procesamiento, la implementación del mismo con la capacidad de ser seteado por el usuario con los parámetros que mejor se ajusten al paciente sometido a estudio y al grupo muscular específico que se esté midiendo. La principal limitación que se observa en el módulo de medición de electromiografía de superficie es la cantidad de canales que se pueden adquirir (cuatro) en comparación a un dispositivo comercial como ser el *SkyBox* fabricado por *Neuroline*, el cual cuenta con cinco. De todas formas, es considerado suficiente la cantidad de canales para valorar las señales electromiográficas principales que se desarrollan durante la marcha [53]. Se logró sincronizar las señales provenientes de la plataforma junto al módulo de videografía. Se probaron todos los canales y los filtros utilizando instrumental de laboratorio, cumpliendo los estándares propuestos.

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

Se logró verificar el correcto funcionamiento del dispositivo frente a cambios en la contracción del músculo. Se pudieron observar las variaciones en amplitud tanto de la señal sin procesar como de la envolvente al momento de realizar una contracción de bíceps. Se ensayó el dispositivo en sujetos fisiológicos. Se realizaron pruebas en grupos musculares de miembros superiores e inferiores. Se realizaron pruebas de marcha y saltos. No se probó en sujetos patológicos ni se compararon los resultados con otros dispositivos. Los resultados entregados son acordes a lo presentado en la bibliografía.

Como mejoras del dispositivo en un trabajo a futuro, un posible próximo paso podría ser la miniaturización e incorporación de todos los módulos independientes en un único circuito impreso. Ésto crearía un sistema más robusto, pequeño y económico. Otra posible mejora en la electrónica implicaría un cambio en el sistema de desacople del transmisor, para aislar todo aquello que se encuentre en contacto con el paciente mediante optoacopladores, o cualquier otra tecnología que cumpla con esta función.

Un desafío superado en la confección del software fue lograr una comunicación efectiva entre el receptor y la computadora sin pérdida de datos, ni ralentización de la adquisición. Se logró implementar un *buffer*, que al llenarse, devuelva la información a la interfaz gráfica. Al ser implementado como un sistema de investigación, el software le permite al operador crear filtros poco usuales en la práctica habitual. A futuro se podría optimizar, y dejar solamente las funciones más utilizadas para evitar confusiones.

Finalmente, el dispositivo muestra un pulso al pisar la plataforma, por lo que es trabajo del operador interpretar esta información. Sería útil agregar marcadores que indiquen el inicio y fin del paso, facilitando el reconocimiento de las etapas del ciclo de la marcha.

## 7 Conclusiones

El dispositivo desarrollado permite obtener las variables electromiográficas básicas con resoluciones temporales concordantes con la bibliografía. Se logró adquirir cuatro canales de forma inalámbrica con una frecuencia de muestreo de 700Hz. Se obtuvieron curvas y valores repetibles y consistentes con lo hallado en la literatura. También se pudo comprobar, utilizando *debug de pruebas* en Matlab, que dentro de los 100 metros de distancia no se perdieron datos.

Los costos de fabricación, analizados en el **Anexo 9.1**, representan un valor muy bajo comparado contra un equipo comercial, que ronda los 5000 Euros. De todas formas esta información no puede ser tomada como tal, ya que los sistemas comerciales cuentan con ensayos, validaciones y certificaciones que el prototipo desarrollado durante este proyecto carece.

El presente trabajo logró implementar un sistema autónomo capaz de adquirir señales electromiográficas de superficie. Mediante su interfaz permite a los profesionales de salud obtener información valiosa sobre el estado nervioso y muscular a todo tipo de pacientes con y sin alteraciones de la marcha.

## 8 Referencias

- [1] O. C. J. Lippold, «The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension», *J. Physiol. (Lond.)*, vol. 117, n.º 4, pp. 492-499, ago. 1952.
- [2] R. Merletti y P. Parker, Eds., *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken: Wiley-Interscience [u.a.], 2004.
- [3] J. Perry y J. M. Burnfield, *Gait analysis: normal and pathological function*, 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK, 2010.
- [4] A. Pedotti, «A study of motor coordination and neuromuscular activities in human locomotion», *Biol Cybern*, vol. 26, n.º 1, pp. 53-62, mar. 1977.
- [5] J. V. Basmajian y C. J. DeLuca, *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*, 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- [6] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 4. ed. Hoboken, NJ: Wiley, 2009.
- [7] P. Konrad, «The abc of emg», *A practical introduction to kinesiological electromyography*, vol. 1, 2005.
- [8] R. M. Enoka, *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign, Ill: Human Kinetics Books, 1988.
- [9] R. A. Garnett, M. J. O'Donovan, J. A. Stephens, y A. Taylor, «Motor unit organization of human medial gastrocnemius.», *The Journal of Physiology*, vol. 287, n.º 1, pp. 33-43, feb. 1979.
- [10] J. A. Stephens y T. P. Usherwood, «The mechanical properties of human motor units with special reference to their fatiguability and recruitment threshold», *Brain Research*, vol. 125, n.º 1, pp. 91-97, abr. 1977.
- [11] S. K. Sharma, «Muscle Activation Profiles and Co-Activation of Quadriceps and Hamstring Muscles around Knee Joint in Indian Primary Osteoarthritis Knee Patients», *JCDR*, 2017.
- [12] C. H. Best, N. B. Taylor, M. A. Dvorkin, D. P. Cardinali, y R. H. Iermoli, *Best & Taylor bases fisiológicas de la práctica médica*. Buenos Aires [etc.: Médica Panamericana, 2011.
- [13] C. G. Kukulka y H. P. Clamann, «Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions», *Brain Research*, vol. 219, n.º 1, pp. 45-55, ago. 1981.
- [14] H. S. Milner-Brown, R. B. Stein, y R. Yemm, «Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions», *J. Physiol. (Lond.)*, vol. 230, n.º 2, pp. 371-390, abr. 1973.
- [15] T. Moritani y M. Muro, «Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction», *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, vol. 56, n.º 3, pp. 260-265, 1987.
- [16] B. Bigland y O. C. Lippold, «The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles», *J. Physiol. (Lond.)*, vol. 123, n.º 1, pp. 214-224, ene. 1954.
- [17] J. H. Lawrence y C. J. De Luca, «Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles», *Journal of Applied Physiology*, vol. 54, n.º 6, pp. 1653-1659, jun. 1983.
- [18] D. Farina, R. Merletti, M. Nazzaro, y I. Caruso, «Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles», *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 20, n.º 6, pp. 62-71, dic. 2001.
- [19] C. Jensen, O. Vasseljen, y R. H. Westgaard, «The influence of electrode position on bipolar surface electromyogram recordings of the upper trapezius muscle», *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, vol. 67, n.º 3, pp. 266-273, 1993.
- [20] D. Farina, M. Fosci, y R. Merletti, «Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables», *Journal of Applied Physiology*, vol. 92, n.º 1, pp. 235-247, ene. 2002.
- [21] A. J. Fuglevand, D. A. Winter, A. E. Patla, y D. Stashuk, «Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing», *Biol. Cybern.*, vol. 67, n.º 2, pp. 143-153, jun. 1992.

- [22] B. Freriks, H. J. Hermens, Commission des Communautés européennes, y Biomedical and Health Research Programme, *SENIAM: European recommendations for surface electromyography : results of the SENIAM project*. Pays-Bas: Roessingh Research and Development, 2000.
- [23] R. Pallás Areny, *Sensores y acondicionadores de señal*. Barcelona: Marcombo Ed., 2007.
- [24] A. N. Eagles, M. G. L. Sayers, M. Bousson, y D. I. Lovell, «Current Methodologies and Implications of Phase Identification of the Vertical Jump: A Systematic Review and Meta-analysis», *Sports Med*, vol. 45, n.º 9, pp. 1311-1323, sep. 2015.
- [25] G. Beckham, T. Suchomel, y S. Mizuguchi, «Force Plate Use in Performance Monitoring and Sport Science Testing», *New Studies in Athletics*, vol. 29, pp. 25-37, 2014.
- [26] G. Markovic, D. Dizdar, I. Jukic, y M. Cardinale, «Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests», *J Strength Cond Res*, vol. 18, n.º 3, pp. 551-555, ago. 2004.
- [27] M. P. Kadaba, M. E. Wootten, J. Gainey, y G. V. B. Cochran, «Repeatability of phasic muscle activity: Performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis», *J. Orthop. Res.*, vol. 3, n.º 3, pp. 350-359, 1985.
- [28] R. Shiavi, H. J. Bugle, y T. Limbird, «Electromyographic gait assessment, Part 1: Adult EMG profiles and walking speed», *J Rehabil Res Dev*, vol. 24, n.º 2, pp. 13-23, 1987.
- [29] J. F. Yang y D. A. Winter, «Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis», *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 65, n.º 9, pp. 517-521, sep. 1984.
- [30] R. Shiavi, C. Frigo, y A. Pedotti, «Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides», *Med Biol Eng Comput*, vol. 36, n.º 2, pp. 171-178, mar. 1998.
- [31] J. F. Yang y D. A. Winter, «Surface EMG profiles during different walking cadences in humans», *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 60, n.º 6, pp. 485-491, jun. 1985.
- [32] R. F. M. Kleissen, M. C. A. Litjens, C. T. M. Baten, J. Harlaar, A. L. Hof, y G. Zilvold, «Consistency of surface EMG patterns obtained during gait from three laboratories using standardised measurement technique», *Gait & Posture*, vol. 6, n.º 3, pp. 200-209, dic. 1997.
- [33] P. A. Crosby, «Use of surface electromyogram as a measure of dynamic force in human limb muscles», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 16, n.º 5, pp. 519-524, sep. 1978.
- [34] H. S. Milner-Brown y R. B. Stein, «The relation between the surface electromyogram and muscular force», *J. Physiol. (Lond.)*, vol. 246, n.º 3, pp. 549-569, abr. 1975.
- [35] A. Cappozzo, F. Figura, y M. Marchetti, «The interplay of muscular and external forces in human ambulation», *J Biomech*, vol. 9, n.º 1, pp. 35-43, 1976.
- [36] P. Allard y International Society of Biomechanics, Eds., *Three-dimensional analysis of human locomotion*. Chichester, England ; New York: J. Wiley, 1997.
- [37] R. Camoriano, A. Cama, M. Gremmo, A. Andaloro, F. Albertini, y C. Frigo, «Movement analysis and clinical application in children with spina bifida. Preliminary report», *European Journal of Pediatric Surgery*, vol. 5, n.º SUPPL. 1, pp. 40-41, 1995.
- [38] Sparkfun, «3-lead Muscle / Electromyography Sensor for Microcontroller Applications». [En línea]. Disponible en: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>.
- [39] D. Artanto, «Schematic circuit of Myoware». [En línea]. Disponible en: [https://www.researchgate.net/figure/Schematic-circuit-of-Myoware\\_fig2\\_323059130](https://www.researchgate.net/figure/Schematic-circuit-of-Myoware_fig2_323059130).
- [40] «Arduino Nano». [En línea]. Disponible en: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>.
- [41] «Brico Geek: Bateria Li-Po», <https://tienda.bricogeek.com/baterias-lipo/135-bateria-lipo-1000mah-603050-37v.html>.

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

- [42] «TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8». [En línea]. Disponible en: <https://www.mikrocontroller.net/attachment/273612/TP4056.pdf>.
- [43] «Geek Factory: TP4056», <https://www.geekfactory.mx/tienda/energia-fuentes-de-alimentacion-baterias/modulo-tp4056-cargador-de-bateria-lipo-con-proteccion/>. .
- [44] «MT3608». [En línea]. Disponible en: <https://static.chipdip.ru/lib/977/DOC002977116.pdf>.
- [45] «PatagoniaTec: Weng Shing», <https://saber.patagoniatec.com/2015/04/modulos-emisor-y-receptor-rf-433mhz/>. .
- [46] «Naylamp Mechatronics: NRF24L01», <https://naylampmechatronics.com/inalambrico/38-modulo-nrf24l01.html>. .
- [47] «XBEE». [En línea]. Disponible en: <https://xbee.cl/que-es-xbee/>.
- [48] «Receiver Wengshing 433 MHz». [En línea]. Disponible en: [https://cika.com.ar/soporte/Information/RFmodules/Wenshing/RWS-374-6\(433,92MHz\).pdf](https://cika.com.ar/soporte/Information/RFmodules/Wenshing/RWS-374-6(433,92MHz).pdf).
- [49] «Transmisor Wengshing 433 MHz». [En línea]. Disponible en: [https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Wireless/General/TWS-BS-3\\_433.92MHz\\_ASK\\_RF\\_Transmitter\\_Module\\_Data\\_Sheet.pdf](https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Wireless/General/TWS-BS-3_433.92MHz_ASK_RF_Transmitter_Module_Data_Sheet.pdf).
- [50] «NRF24L01+ Specifications». [En línea]. Disponible en: [https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/nRF24L01Plus\\_Preliminary\\_Product\\_Specification\\_v1\\_0.pdf](https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/nRF24L01Plus_Preliminary_Product_Specification_v1_0.pdf).
- [51] «Imágenes musculares». [En línea]. Disponible en: <https://www.vitonica.com/>.
- [52] C. Marco Sanz, «Cinesiología de la marcha humana normal». Universidad de Zaragoza, 2009.
- [53] G. Zhemelev, «Electromyography Signals Processing for Gait Phase Recognition», 2018.
- [54] W. Pirker y R. Katzenschlager, «Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide», *Wien Klin Wochenschr*, vol. 129, n.º 3-4, pp. 81-95, feb. 2017.

## 9 Anexos

### 9.1 Costos de Fabricación

Se detalla a continuación la lista de materiales, junto a su costo valorizado en dólares. No se tienen en cuenta gastos por ensayos, validaciones, acreditaciones ni mano de obra.

Transmisor:

Item	Cantidad	Costo (U\$S)
Arduino Nano	1	6.50
Transreceptor de baja potencia NRF24L01	1	2.00
Módulo Myoware	4	93.00
Fuente Step Up	1	1.38
Módulo de carga de batería	1	1.00
Batería Lipo	1	7.00
Display indicador de carga	1	3.55
Componentes electrónicos varios (Placa FR4, Relay, LEDs, Buzzer, cables, transistores, resistencias, capacitores, diodos, regulador de tensión, conectores RJ11, filamento de impresión)	1	10.00
<b>Costo total del transmisor</b>		<b>403.43</b>

Tabla 7. Costo de materiales para la fabricación del transmisor

Receptor:

Item	Cantidad	Costo (U\$S)
Arduino Nano	1	6.50
Transreceptor de alta potencia NRF24L01	1	6.00
Componentes electrónicos varios (Placa FR4, LEDs, cables, , resistencias, capacitores, regulador de tensión, conectores RJ11, filamento de impresión)	1	3.00
<b>Costo total del receptor</b>		<b>15.50</b>

Tabla 8. Costo de materiales para la fabricación del receptor

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

El costo aproximado de fabricación del transmisor es de U\$S 403.43 y el costo aproximado de fabricación del receptor es de U\$S 15.50, lo que da un total de U\$S 418.93.

## 9.2 Protocolo de toma de muestras electromiográficas

Para que la toma de muestras tenga un carácter repetitivo, es necesario contar un protocolo que enumere los pasos a seguir, tanto en la preparación del sujeto, como en el manejo del sistema.

Para comenzar es necesario contar con los siguientes materiales:

- Sistema de transmisión
- Sistema de recepción
- PC con software instalado
- Electrodo de superficie

Para poner en funcionamiento el sistema es necesario cumplir con los siguientes pasos:

1. Contar con carga suficiente en el sistema de transmisión. Se puede verificar encendiendo el dispositivo y observando el indicador de carga. Si la carga es baja, conectar un cargador USB en la toma de carga utilizando un cable mini USB. Cuando finalice la carga, el *led* indicador de carga pasara de rojo a azul.
2. Conectar el sistema de recepción a la PC
3. Colocarle al paciente el sistema de transmisión
4. Determinar la ubicación de los electrodos (Ver **Fig. 61** y **Fig. 62** )
5. Preparación de la piel (Ver el siguiente apartado donde detalla esta acción)
6. Colocación y fijación de los sensores
7. Colocación de electrodos de referencia. Por lo general, se selecciona un área no afectada eléctricamente, pero cercana, como articulaciones, áreas óseas, etc.
8. Encender el sistema de transmisión
9. Verificar que se estableció la conexión entre el sistema de transmisión y el de recepción. Para esto, observar si se enciende el *led* verde en el sistema de recepción
10. Abrir la aplicación “EMG”
11. Seleccionar que filtro se va a usar en cada canal. Para esto hacer *click* derecho sobre el canal al que se le quiere aplicar el filtro y seleccionar “Filtros Digitales”, “Nuevo Filtro”. Configurar el filtro deseado
12. Ingresar los datos del paciente. Al guardar la información, se crea una carpeta con el Nombre y Apellido del paciente, donde se crearán archivos “.xlsx” con la información registrada
13. Seleccionar “Conectar” para iniciar la adquisición de datos

## Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

14. Se le pide al paciente que realice una acción determinada, dependiendo de la prueba que el especialista desee realizar
15. Seleccionar “Detener” para finalizar la adquisición de datos
16. Si se desea evaluar en mayor detalle alguna sección en particular se puede hacer zoom mediante el botón .
17. Se repite la medición las veces que sea necesario
18. Una vez finalizado el examen, se descartan los electrodos y se desconectan los sistemas de transmisión y recepción.

Para la preparación de la piel es necesario cumplir con los siguientes pasos:

1. Retirar el vello: Necesario para mejorar la adherencia de los electrodos, especialmente en condiciones húmedas o para pieles sudorosas o en condiciones de movimiento dinámico.
2. Limpieza de la piel: Existen productos químicos abrasivos y conductivos diseñados específicamente para eliminar las células muertas de la piel (que producen una alta impedancia) y limpian la piel de la suciedad y el sudor. Se puede usar un papel de lija extremadamente fina acompañado con alcohol. Generalmente, 3 o 4 barridos con una presión suave y controlada son suficientes para obtener un buen resultado. El uso de alcohol puede ser otra alternativa si se usa con una toalla que permita un frotamiento suave. Este método puede ser suficiente para las pruebas de función muscular estática en condiciones no comprometidas.

Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado

## EMG de aguja

## EMG de superficie

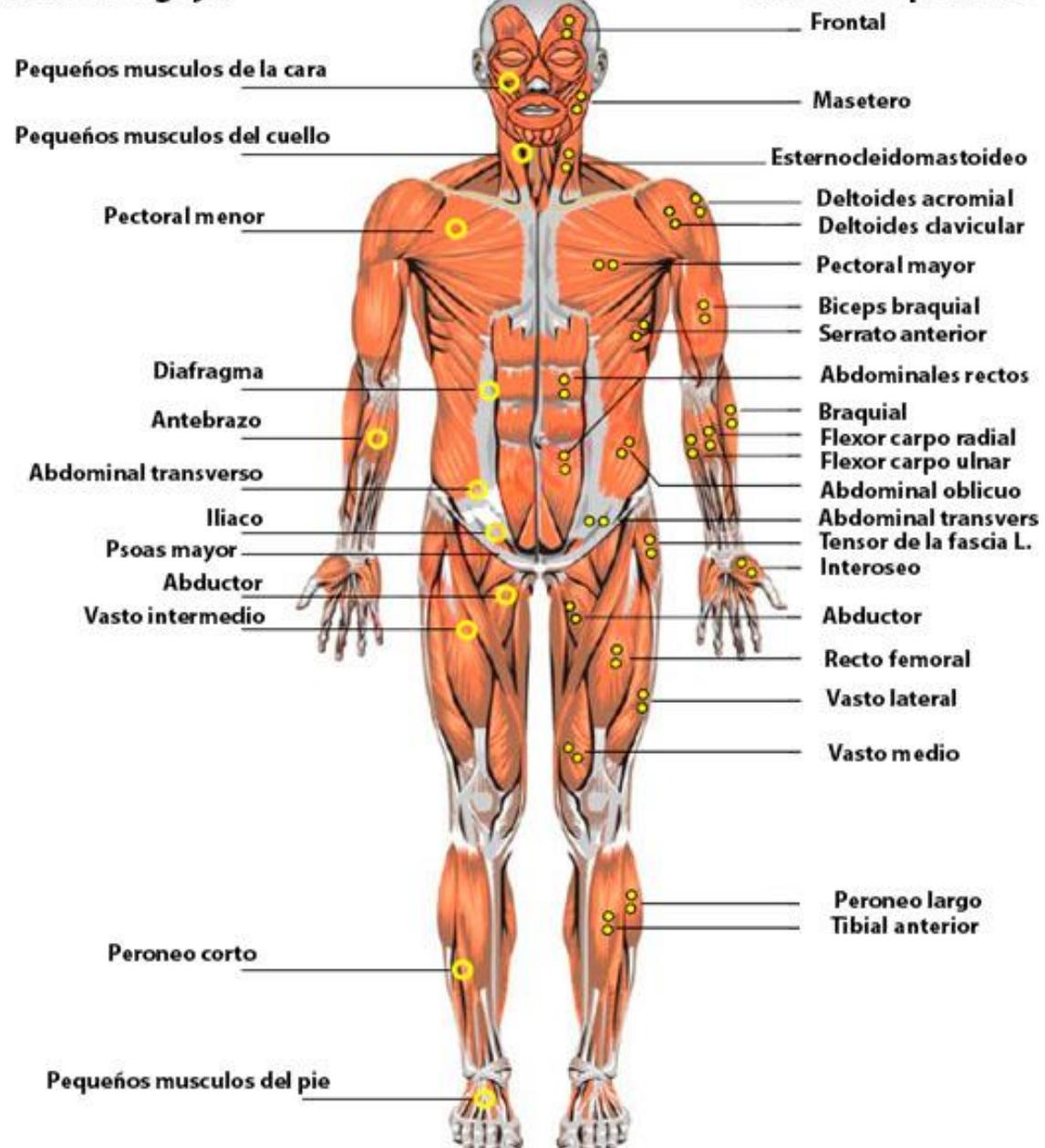


Fig. 61. Vista frontal de las posiciones anatómicas de los sitios de electrodos. El lado izquierdo indica los músculos profundos y las posiciones para los electrodos de alambre fino, mientras que el lado derecho es para los músculos y electrodos de superficie. Imagen extraída y adaptada de [7]

## EMG de aguja

## EMG de superficie

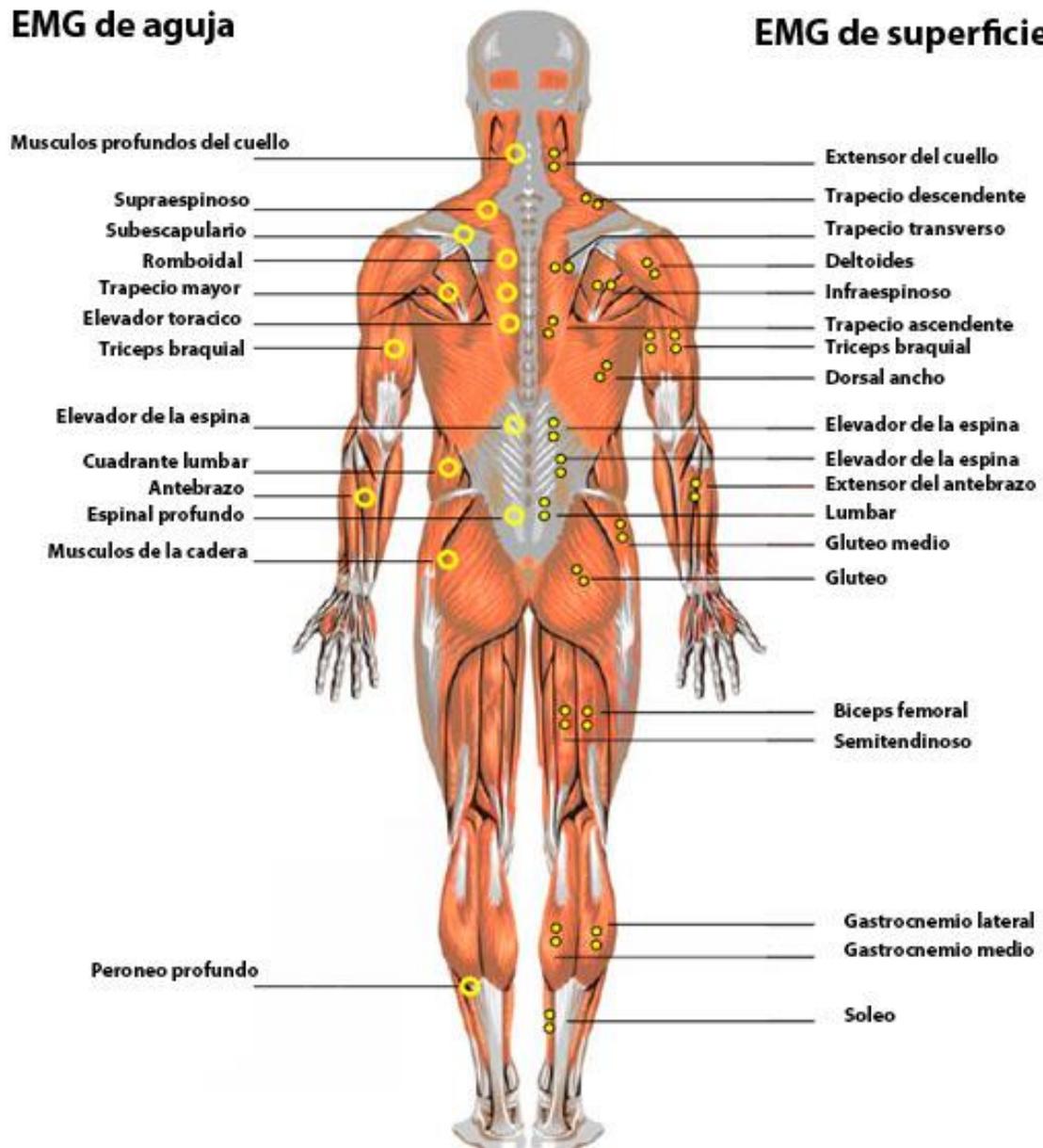


Fig. 62. Vista dorsal de las posiciones anatómicas de los sitios de electrodos. El lado izquierdo indica los músculos profundos y las posiciones para los electrodos de alambre fino, mientras que el lado derecho es para los músculos y electrodos de superficie. Imagen extraída y adaptada de [7]

### 9.3 La marcha

El ciclo de la marcha se caracteriza por una sucesión de eventos característicos de los miembros inferiores. Tiene como punto inicial el contacto del talón con el suelo hasta el contacto del mismo talón con el suelo, pero con paso de avance. En el ciclo se pueden distinguir una fase de apoyo (el pie se encuentra en contacto con el suelo) y una fase de balanceo (el pie se encuentra suspendido en el aire) [3], [52]. La Fig. 63 muestra un ciclo de la marcha, tomando como referencia el pie derecho.

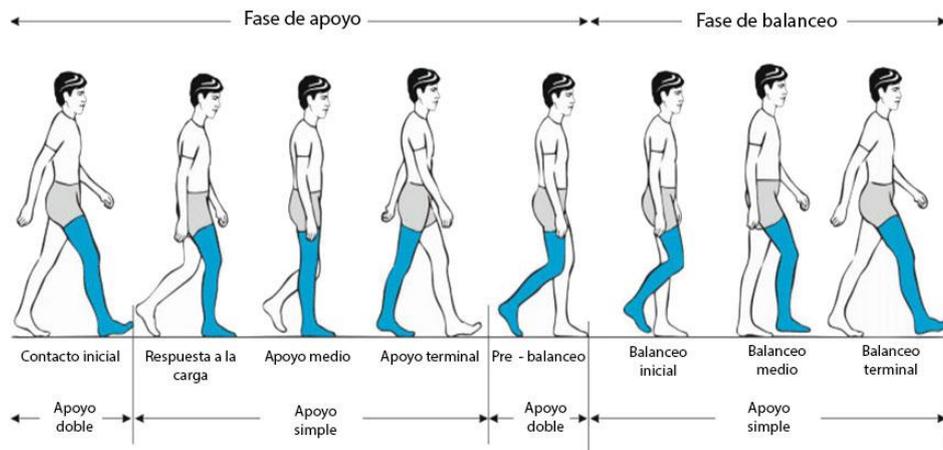


Fig. 63. Ciclo de la marcha (CM): fase de apoyo y fase de balanceo. Imagen extraída y adaptada de [54]