

**EVALUACIÓN DE LA COACTIVACIÓN MUSCULAR EN EL TOBILLO DURANTE LA MARCHA**

**DANIELA HERNÁNDEZ LADINO  
NATALIA OCHOA PAIPILLA**

**Trabajo Dirigido**

**Tutor**

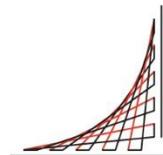
**Ing. Luis Eduardo Rodríguez Cheu, PhD**

**Co-tutor**

**MSc. Wilson Alexander Sierra Arévalo**



**Universidad del  
Rosario**



**ESCUELA  
COLOMBIANA  
DE INGENIERÍA  
JULIO GARAVITO**

**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO  
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO  
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA  
BOGOTÁ D. C.  
2019**

## AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecerle a Dios por las bendiciones que ha traído a mi vida, por ser mi guía y quien me fortalece en cada momento. A mis papás, Rosaura y Roberto quienes con su fortaleza, fe, paciencia y amor son el motor de mi vida y el apoyo incondicional en cada uno de mis logros, gracias por presenciar los momentos más felices y también los más difíciles luchando siempre a mi lado. A mi hermano, Juan Manuel por ser mi luz, mi inspiración y mi mejor amigo. A mis abuelas que siempre han estado presentes en mi crecimiento personal.

Quiero agradecer a mis amigos Paula Wilches, Alejandro Muñoz, Natalia González, Clara Martínez y Camila Navarrete por disfrutar conmigo este proceso y construir tantos momentos felices. A Sergio Barbón por ser mi compañero de vida, por su presencia y su amor.

- Natalia Ochoa Paipilla

Antes que nada, quiero agradecer a Dios, quien es el estandarte de mi vida, quien está cumpliendo su propósito en mí, quien ha sido mi guía en todo momento, quien me llena de sabiduría y fortaleza en cada momento, y me permite disfrutar de esto que llamamos vida.

Gracias a mis padres, Freddy Hernández y Martha Ladino, por ser los principales promotores de mis sueños, gracias a ellos por cada día confiar y creer en mí y en mis expectativas, por estar dispuestos a acompañarme y apoyarme durante cada etapa de mi vida. Gracias, por su amor incondicional, por sus palabras de aliento y su motivación en cada paso que he dado, por estar presentes en mis victorias y en mis derrotas, por desear y anhelar lo mejor para mi vida en todo momento, gracias por cada consejo y palabras que me han guiado durante toda mi vida. A mi hermana, Carol Hernández, quien siempre ha estado presente para mí, quien me ha motivado a perseguir mis sueños, quien me ha dado los mejores consejos a nivel personal y académico, quien me acompañó durante todo este proceso de formación y quien desde siempre ha sido un modelo a seguir para mí. A mi abuela, María Cruz, quien es mi ejemplo de fortaleza, resiliencia, amor y determinación por cumplir con lo que me propongo.

También, quiero agradecer a mis amigos Nicolás Ricaurte, Mónica Pérez, junto a quienes he crecido, quienes han estado siempre para mí, brindándome su apoyo y motivándome a cumplir mis objetivos. A Paula Molina, Ana Cañas, Alejandro Muñoz y Tatiana Rivera, con quienes disfruté este proceso y en quienes encontré apoyo cuando más lo necesitaba.

- Daniela Hernández Ladino

Finalmente, queremos agradecer a quienes hicieron posible el desarrollo de este trabajo y quienes nos guiaron hasta este punto. El Ing. Luis Eduardo Rodríguez Cheu y el Ing. Alexander Sierra. Gracias por atender a nuestras dudas, por compartir con nosotras sus conocimientos y pasión por lo que realizan. A Laura Barón, quien compartió con nosotras el proceso de este trabajo dirigido, y quien fue un apoyo incondicional para la culminación de este.

Gracias a la Universidad del Rosario y la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, por su calidad, por todos los conocimientos impartidos y las oportunidades brindadas. A cada uno de los administrativos, profesores y demás integrantes de cada institución por siempre brindarnos lo mejor, y permitirnos formarnos como Ingenieras Biomédicas.

## TABLA DE CONTENIDO

TABLA DE CONTENIDO .....	III
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. El tobillo.....	1
1.1.1. Funciones del tobillo.....	1
1.1.2. Anatomía del tobillo .....	2
1.1.2.1. Huesos .....	2
1.1.2.2. Músculos .....	2
1.1.2.3. Ligamentos.....	3
1.2. Co-activación muscular .....	4
1.3. La marcha humana.....	6
1.3.1. Ciclo de la marcha.....	6
1.3.1.1. Fase de soporte o de apoyo .....	6
1.3.1.1.1. Fase de contacto inicial (CI) .....	6
1.3.1.1.2. Fase inicial de apoyo o de respuesta inicial a la carga (AI).....	7
1.3.1.1.3. Fase media de apoyo (MA) .....	7
1.3.1.1.4. Fase final de apoyo (AF) .....	7
1.3.1.1.5. Fase previa de oscilación (OP).....	7
1.3.1.2. Fase de balanceo o de oscilación.....	8
1.3.1.2.1. Balanceo Inicial (OI) .....	8
1.3.1.2.2. Balanceo Medio (OM).....	8
1.3.1.2.3. Balanceo Terminal (OF) .....	8
1.4. Señal electromiográfica .....	9
1.4.1. Fisiología de la señal electromiografía.....	9
1.4.1.1. Tejido muscular .....	9
1.4.1.1.1. Tipos de tejido muscular.....	9
1.4.1.1.2. Funciones del tejido muscular .....	11
1.4.1.1.3. Propiedades del tejido muscular.....	11
1.4.1.2. Unidad motora.....	11
1.4.1.3. Potencial de acción .....	12
1.4.1.3.1. Modelo de Hodgkin y Huxley .....	13
1.5. Fundamentos de la electromiografía en el estudio de la marcha humana.....	14
1.5.1. Metodología de la sEMG .....	14
1.5.2. Procesamiento de la señal sEMG.....	14

1.5.3.	Electrodos superficiales.....	15
2.	OBJETIVOS .....	17
2.1.	General.....	17
2.2.	Específicos .....	17
3.	METODOLOGÍA.....	18
3.1.	Pregunta de investigación.....	18
3.2.	Diagrama de Gantt .....	18
3.3.	Instrumentación .....	19
3.4.	Desarrollo del proyecto.....	20
3.4.1.	Revisión bibliográfica.....	20
3.4.2.	Creación protocolo.....	20
3.4.3.	Prueba piloto .....	20
3.4.3.1.	Primera fase .....	21
3.4.3.2.	Segunda fase .....	23
3.4.3.2.1.	Pruebas.....	23
3.4.3.2.2.	Registro de pruebas .....	24
3.4.3.3.	Tercera fase .....	26
3.4.4.	Toma de registros en grupo control y grupo patológico .....	27
3.4.5.	Procesamiento de datos .....	27
3.4.6.	Determinación de la co-activación muscular.....	31
3.4.6.1.	Cálculo IC, método 1: .....	31
3.4.6.2.	Cálculo IC, método 2: .....	31
3.4.7.	Análisis estadístico .....	31
3.4.7.1.	Medidas fisiológicas cuantitativas de los participantes.....	32
3.4.7.2.	Medidas descriptivas Sujetos .....	32
3.4.7.3.	Comparación de medias .....	32
3.4.7.3.1.	Grupo control vs. Grupo patológico .....	32
3.4.7.3.2.	Método 1 vs. Método 2 .....	32
3.4.7.4.	Correlación entre método 1 y método 2.....	32
4.	RESULTADOS .....	33
4.1.	Revisión bibliográfica.....	33
4.2.	Creación del protocolo.....	36
4.3.	Determinación de la co-activación muscular .....	51
4.4.	Análisis estadístico .....	60
4.4.1.	Medidas fisiológicas cuantitativas de los participantes.....	60

4.4.2.	Medidas descriptivas sujetos .....	60
4.4.3.	Comparación de medias .....	61
4.4.3.1.	Grupo Control vs. Grupo Patológico .....	61
4.4.3.2.	Método 1 vs. Método 2 .....	62
4.4.4.	Resultados de correlación .....	62
5.	DISCUSIÓN.....	64
6.	RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS .....	69
6.1.	Recomendaciones .....	69
6.2.	Trabajos futuros.....	69
7.	CONCLUSIONES .....	70
	REFERENCIAS .....	72
	ANEXOS.....	76
1.	Consentimiento Informado .....	76
2.	Folleto informativo .....	77
3.	Aval Comité de ética – Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito .....	79
4.	Códigos de programación .....	81

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIG. 1: ANATOMÍA ÓSEA DEL TOBILLO .....	2
FIG. 2: MÚSCULOS DEL TOBILLO .....	3
FIG. 3: LIGAMENTOS DEL TOBILLO. ....	3
FIG. 4: DIVISIÓN DE FASE DE CONTACTO O APOYO. ....	7
FIG. 5: DIVISIÓN DE FASE DE OSCILACIÓN.....	8
FIG. 6: ESQUEMA DE ORGANIZACIÓN DEL MÚSCULO .....	9
FIG. 7: TIPOS DE TEJIDO MUSCULAR. ....	10
FIG. 8: UNIDAD MOTORA .....	12
FIG. 9: POTENCIAL DE ACCIÓN IDEAL .....	12
FIG. 10: MODELO DE LA MEMBRANA CELULAR PROPUESTO POR HODGKIN Y HUXLEY .....	13
FIG. 11: ADQUISICIÓN, PRE-PROCESAMIENTO, Y EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE SEÑALES DE EMG. 15	15
FIG. 12: DIAGRAMA DE GANTT SEGUIDO EN EL DESARROLLO DEL PROYECTO.....	19
FIG. 13: TOMA DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS .....	21
FIG. 15: UBICACIÓN DE ELECTRODOS.....	22
FIG. 15: PREPARACIÓN DE LA PIEL.....	22
FIG. 16: POSICIONAMIENTO DE MARCADORES.....	22
FIG. 17:DISPOSICIÓN FINAL DE ELECTRODOS, SENSORES Y MARCADORES. ....	23
FIG. 18: PRUEBAS A REALIZAR .....	23
FIG. 19: SELECCIÓN DE PLATAFORMAS DE FUERZA Y MÚSCULOS EN ESTUDIO.....	24
FIG. 20: REGISTRO DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS .....	25
FIG. 21: REGISTRO DE PRUEBAS .....	25
FIG. 22: VERIFICACIÓN DEL REGISTRO ADQUIRIDO.....	26
FIG. 23: IDENTIFICACIÓN DE MARCADORES.....	26
FIG. 24:IDENTIFICACIÓN MARCADORES PARTICIPANTES.....	27
FIG. 25 DIAGRAMA DE FLUJO PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES.....	28
FIG. 26: SEÑAL DE SEMG OBTENIDA PARA EL MÚSCULO GASTROCNEMIUS MEDIAL. ....	28
FIG. 27 SEÑAL DE SEMG RECTIFICADA PARA PARA EL MÚSCULO GASTROCNEMIUS MEDIAL.....	29
FIG. 28 SEÑAL EMG NORMALIZADA PARA EL MÚSCULO GASTROCNEMIUS MEDIAL .....	29
FIG. 29 SEÑAL EMG NORMALIZADA Y RECTIFICADA. ....	30
FIG. 30 ENVOLVENTES DE CADA PARA EL MÚSCULO GASTROCNEMIUS MEDIAL .....	30
FIG. 31: VASTUS MEDIALIS .....	33
FIG. 32: RECTUS FEMORIS .....	33
FIG. 33: BÍCEPS FEMORAL.....	34
FIG. 34: TIBIALIS ANTERIOR .....	34
FIG. 35: PERONEUS LONGUS .....	34
FIG. 36: GASTROCNEMIUS.....	35
FIG. 37: SOLEUS .....	35
FIG. 38: EVERSIÓN-INVERSIÓN DEL TOBILLO DURANTE UN CICLO DE LA MARCHA, GRUPO CONTROL .....	51
FIG. 39: EVERSIÓN-INVERSIÓN DEL TOBILLO DURANTE UN CICLO DE LA MARCHA, GRUPO PATOLÓGICO.....	51
FIG. 40: FLEXO-EXTENSIÓN DEL TOBILLO DURANTE UN CICLO DE LA MARCHA, GRUPO PATOLÓGICO .....	52
FIG. 41: FLEXO-EXTENSIÓN DEL TOBILLO DURANTE UN CICLO DE LA MARCHA, GRUPO CONTROL .....	52
FIG. 42: FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA DURANTE UN CICLO DE LA MARCHA, GRUPO CONTROL.....	52
FIG. 43: FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA DURANTE UN CICLO DE LA MARCHA, GRUPO PATOLÓGICO.....	52
FIG. 45: ACTIVACIÓN DEL GASTROCNEMIUS MEDIALIS Y EL SOLEUS, PARA UN MISMO MOVIMIENTO, GRUPO PATOLÓGICO.....	53
FIG. 44: ACTIVACIÓN DEL GASTROCNEMIUS MEDIALIS Y EL SOLEUS, PARA UN MISMO MOVIMIENTO, GRUPO	53

C

FIG. 46: EVERSIÓN – INVERSIÓN, EVALUADA CON MÉTODO 1 .....	55
FIG. 47: EVERSIÓN – INVERSIÓN, EVALUADA CON MÉTODO 2 .....	55
FIG. 48: EVERSIÓN – INVERSIÓN GRUPO CONTROL PATOLÓGICO .....	55
FIG. 49: EVERSIÓN – INVERSIÓN GRUPO PATOLÓGICO .....	55
FIG. 50: FLEXO – EXTENSIÓN DEL TOBILLO, MÉTODO 1 .....	57
FIG. 51: FLEXO – EXTENSIÓN DEL TOBILLO, MÉTODO 2 .....	57
FIG. 52: FLEXO – EXTENSIÓN TOBILLO, GRUPO CONTROL PATOLÓGICO.....	57
FIG. 53: FLEXO – EXTENSIÓN TOBILLO, GRUPO PATOLÓGICO.....	57
FIG. 54: FLEXO – EXTENSIÓN DE LA RODILLA, MÉTODO 1 .....	59
FIG. 55: FLEXO – EXTENSIÓN DE LA RODILLA, MÉTODO 2 .....	59
FIG. 56: FLEXO – EXTENSIÓN RODILLA, GRUPO CONTROL PATOLÓGICO.....	59
FIG. 57: FLEXO – EXTENSIÓN RODILLA, GRUPO PATOLÓGICO.....	59

### ÍNDICE DE FIGURAS (PROTOCOLO)

FIGURA. 1 POSICIONAMIENTO DE MARCADORES.....	39
FIGURA. 2 PREPARACIÓN DE LA PIEL.....	41
FIGURA. 3 VASTUS MEDIALIS .....	42
FIGURA. 4 RECTUS FEMORIS.....	43
FIGURA. 5 BÍCEPS FEMORAL.....	44
FIGURA. 6 TIBIALIS ANTERIOR .....	45
FIGURA. 7 PERONEUS LONGUS .....	46
FIGURA. 8 GASTROCNEMIUS LATERALIS .....	47
FIGURA. 9 GASTROCNEMIUS MEDIALIS .....	48
FIGURA. 10 SOLEUS .....	49

## ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. TAREAS SEGUIDAS PARA EL DESARROLLO DEL PROYECTO. ....	18
TABLA 2: EQUIPOS UTILIZADOS.....	19
TABLA 3: INFORMACIÓN MÚSCULOS ESCOGIDOS .....	36
TABLA 4: MÚSCULOS ANTAGÓNICOS DEL TOBILLO .....	36
TABLA 5: MÚSCULOS ANTAGÓNICOS DE LA RODILLA.....	36
TABLA 6: ÍNDICES DE CO-CONTRACCIÓN PARA EL MOVIMIENTO DE INVERSIÓN – EVERSIÓN (MÉTODO 1) ..	53
TABLA 7: ÍNDICES DE CO-CONTRACCIÓN PARA EL MOVIMIENTO DE INVERSIÓN – EVERSIÓN (MÉTODO 2) ..	54
TABLA 8: ÍNDICES DE CO-CONTRACCIÓN PARA EL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DEL TOBILLO (MÉTODO 1).....	55
TABLA 9: ÍNDICES DE CO-CONTRACCIÓN PARA EL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DEL TOBILLO (MÉTODO 2).....	56
TABLA 10: ÍNDICES DE CO-CONTRACCIÓN PARA EL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA MÉTODO 1).....	58
TABLA 11: ÍNDICES DE CO-CONTRACCIÓN PARA EL MOVIMIENTO DE FLEXO-EXTENSIÓN DE LA RODILLA (MÉTODO 2).....	58
TABLA 12: CARACTERÍSTICAS FISIOLÓGICAS CUANTITATIVAS DE LOS PARTICIPANTES .....	60
TABLA 13: MEDIDAS DESCRIPTIVAS .....	60
TABLA 14: COMPARACIÓN DE MEDIAS .....	61
TABLA 15: COMPARACIÓN MEDIAS GRUPO CONTROL .....	62
TABLA 16. RESULTADOS DE PRUEBAS DE CORRELACIÓN.....	63

## 1. INTRODUCCIÓN

El propósito de este estudio es evaluar la coactivación muscular alrededor del tobillo durante la marcha usando el índice de co-contracción (IC), basándose en estudios publicados previamente. El primer artículo en el que está basado este trabajo, publicado por Kellis, Arabatzi y Papadopoulos, busca evaluar la co-activación del recto femoral (RF) y el bíceps femoral (BF) durante el salto a diferentes distancias, sobre una plataforma de fuerza. Dicha evaluación se realiza calculando el IC durante tres fases de la actividad, por medio de electromiografía superficial (sEMG, por sus siglas en inglés superficial electromyography) sobre los músculos antagonista y agonistas, para hacer un estudio estadístico que permita validar los resultados obtenidos [1]. El segundo artículo, utilizado como base de este trabajo, publicado por Ervilha, Graven-Nielsen y Duarte, busca validar la confiabilidad de la estimación de la co-activación muscular mediante electromiografía, calculando IC en la actividad antagónica y agónica de los músculos [2].

En este estudio descriptivo se evalúa la co-activación muscular durante el ciclo de la marcha, utilizando dos métodos para el cálculo de IC, a partir de señales de sEMG sobre los principales músculos del tobillo que intervienen durante la marcha. Adicionalmente, se busca realizar una comparación de la coactivación muscular en sujetos sanos y sujetos con ruptura parcial del ligamento lateral externo de la rodilla.

A continuación introduciremos conceptos anatómicos que permitirán contextualizar el estudio y cómo será abordado para cumplir con los objetivos.

### 1.1. El tobillo

El tobillo es una articulación sinovial (o articulación tipo bisagra) ubicada en los miembros inferiores, conformada por los huesos del pie y la pierna, estructuras compuestas por diferentes músculos, ligamentos y tendones, los cuales dan estabilidad a la articulación y permiten el movimiento, bipedación y distribución del peso corporal del ser humano. [3] [4]

#### 1.1.1. Funciones del tobillo

La articulación del tobillo tiene diferentes funciones, las cuales han ido cambiando con la evolución del ser humano, por ejemplo, antes se basaba principalmente en el agarre, pero en la actualidad cumple otras funciones que se presentan a continuación [5], [6] y [7]:

- Es el responsable de la estabilidad bípeda del ser humano, además debe soportar todo el peso del cuerpo humano.
- Distribuir las presiones verticales por la estructura del pie, esto se realiza a partir de tres líneas que llegan al astrágalo y brindan apoyo al pie.
- Permite la unión entre el segmento inferior de la pierna y el pie.
- Garantiza una adecuada transmisión de fuerzas hacia el pie, durante la bipedación y en posición vertical.
- Permite realizar movimientos de dorsiflexión, plantiflexión, inversión y eversión.

## 1.1.2. Anatomía del tobillo

### 1.1.2.1. Huesos

La articulación del tobillo está formada por cuatro huesos (Fig. 1): tibia y peroné (huesos de la pierna), el astrágalo (hueso del pie) y el calcáneo (hueso del talón), divididos en dos articulaciones la tibioperoneoastragalina, compuesta por tibia, peroné y astrágalo; y la subastragalina compuesta por el astrágalo y el calcáneo. Estas articulaciones permiten movimientos ascendentes y descendentes (flexión plantar y flexión dorsal), además, cuando trabajan en conjunto se logran movimientos combinados como la inversión (aproximación + rotación interna + flexión plantar) y la eversión (separación + rotación externa + flexión dorsal). [4] [8] [9]

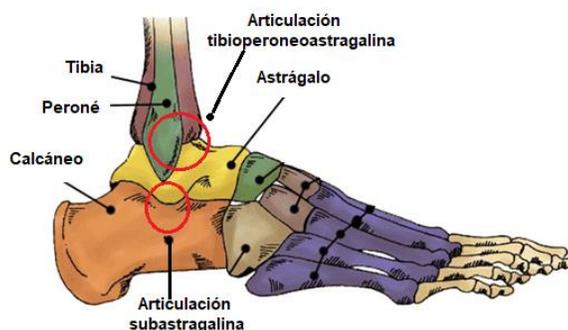


Fig. 1: Anatomía ósea del tobillo <sup>1</sup>

### 1.1.2.2. Músculos

En la articulación del tobillo se encuentran dos grandes grupos de músculos los cuales permiten la movilización del tobillo, entre ellos están los que realizan una flexión dorsal del pie, en la que están involucrados: tibial anterior, extensor largo de los dedos, extensor largo del pulgar, peroneo anterior; y los que producen la flexión plantar: complejo gastrosoleo (Soleus y Gastrocnemius), peroneo lateral corto, peroneo lateral largo, tibial posterior, flexor largo de los dedos, flexor largo del pulgar. Los músculos flexores plantares están ubicados en la parte posterior de la pierna y son los encargados de generar una tensión hacia atrás y hacia abajo, para generar la flexión plantar, mientras que los músculos flexores dorsales están situados en la parte anterior de la pierna y son los que permiten la elevación del pie. [10]

Existen otros dos tipos de movimientos del tobillo conocidos como eversión e inversión, para el primero están involucrados: peroneo lateral largo, peroneo lateral corto y peroneo anterior; mientras que para el segundo son: tibial posterior, flexor largo de los dedos, flexor largo del pulgar y tibial anterior. [10]

En la Fig. 2, se puede observar la anatomía muscular alrededor del tobillo, donde se encuentran ubicados los músculos mencionados anteriormente.

<sup>1</sup> Imagen extraída y modificada de: <https://www.academiac10.com/huesos-manos-pies-curso-dibujo-profesional-academiac10/curso-dibujo-manos-pies-anatomia-academiac10-verano-intensivos-madrid-1/>

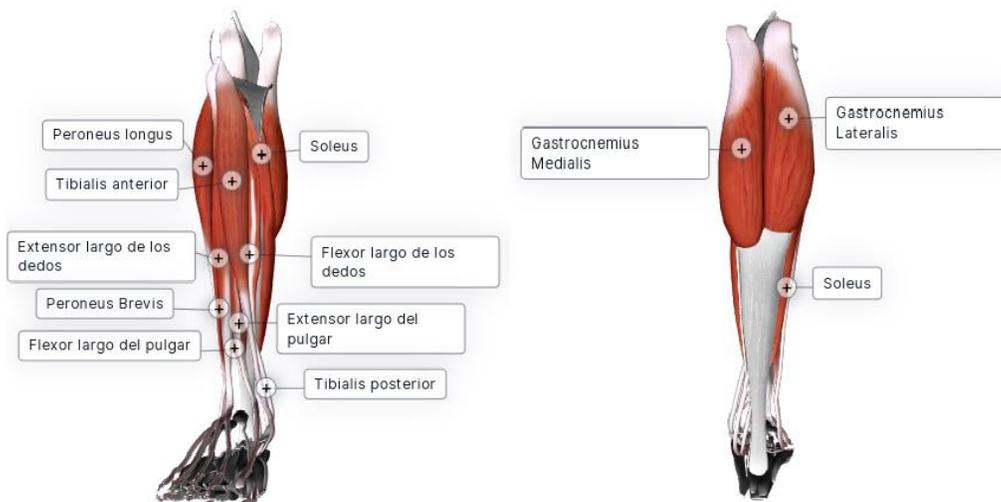


Fig. 2: Músculos del tobillo <sup>2</sup>

### 1.1.2.3. Ligamentos

Los ligamentos son fibras densas de tejido conectivo las cuales permiten la cohesión de los huesos que conforman esta articulación, evitando que estos se separen o se dividan, además permiten realizar determinados movimientos. En el tobillo existen cuatro grupos principales, de ligamentos: laterales o peroneos (Fig. 3a), colaterales mediales o tibiales (Fig. 3b), tibio-peroneos (Fig. 3c) y los ligamentos del seno tarsiano (Fig. 3d). [4] [11] [12]

El grupo de los ligamentos tibiales integran el ligamento deltoideo, el cual está compuesto por: tibioescafoideo, tibiospring, tibio-calcáneo y tibio-astragalino; el grupo de los peroneos está conformado por: peroneo-astragalino anterior, peroneo-astragalino posterior y peroneo-calcáneo; del grupo de los del seno tarsiano hacen parte: astrágalo-calcáneo y cervical; y en el grupo de los tibio-peroneos se encuentran los ligamentos tibio-peroneo anterior y tibio-peroneo posterior [12] [13] [14] [15] [16] [17].

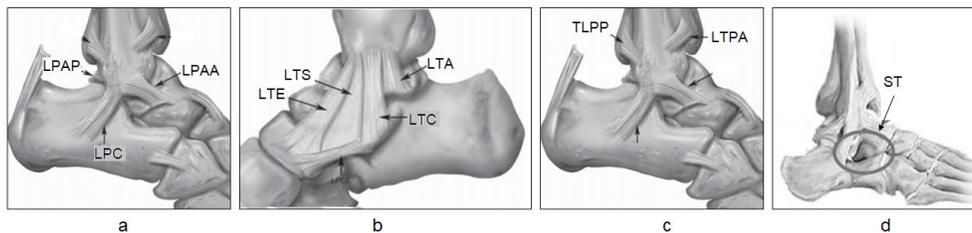


Fig. 3: Ligamentos del tobillo.

a. Ligamentos peroneos (LPAP: Ligamento peroneo-astragalino posterior, LPAA: Ligamento peroneo-astragalino anterior, LPC: Ligamento peroneo-calcáneo) b. Ligamentos tibiales (LTE: Ligamento tibioescafoideo, LTS: Ligamento tibiospring, LTC: Ligamento tibio-calcáneo, LTA: Ligamento tibio-astragalino) c. Ligamentos tibio-peroneos (LTPP: Ligamento tibio-peroneo posterior, LTPA: Ligamento tibio-peroneo anterior) d. Seno de tarso <sup>3</sup>

<sup>2</sup> Imagen extraída de: <https://human.biodigital.com/edit?id=2xDx&type=bookmark>

<sup>3</sup> Imagen extraída y modificada de: a-c: <http://www.medigraphic.com/pdfs/anaradmex/arm-2013/arm132e.pdf>, d: <http://podosax.blogspot.es/1415223744/sindrome-seno-del-tarso/>

## 1.2. Co-activación muscular

La coactivación muscular hace referencia a la actividad coincidente de dos o más músculos que actúan alrededor de una articulación, mostrando el logro de una habilidad motora con la inhibición progresiva de la actividad muscular que no está relacionada con la tarea, además está relacionada con la estabilidad articular y es un factor relevante para la ineficiencia del movimiento y es cuantificada mediante los IC [18] [19] [20] [21].

La coactivación se puede medir utilizando diferentes métodos, los cuales varían desde modelos matemáticos avanzados a señales de sEMG. El método destacado para determinar la coactivación muscular es estimando fuerzas musculares alrededor de la articulación, pero dada la alta complejidad de este método, actualmente, se hace un análisis de sEMG para estudiar la coactivación. [22]

Un método muy utilizado para cuantificar la coactivación es comparando los valores de la señal electromiografía de cada uno de los músculos involucrados, expresándolos como porcentajes de valores de referencia [23] [24]. Falconer y Winter propusieron otro método para cuantificar la coactivación de los músculos durante movimientos de múltiples puntos, como la marcha humana; el cual consiste en asumir que la que la amplitud de la señal representa movimientos de los músculos agonistas (aquel que siempre se contrae para iniciar el movimiento) y antagonistas (aquel que se estira para permitir el movimiento). Las envolventes lineales del agonista y antagonista sEMG sin procesar se integran y suman para obtener el sEMG total, los resultados de estas se combinan con las áreas de sección transversal y los sEMG de los músculos durante las pruebas. Adicionalmente, es importante determinar el índice de co-contracción el cual se halla dividiendo el doble antagonista integrado por el total integrado de sEMG. [1] [19]

El IC es comúnmente utilizado para evaluar la coactivación muscular durante la marcha, este es evaluado por diferentes métodos propuestos, los cuales se exponen a continuación:

1. Una versión modificada del método de Falconer y Winter proponen la siguiente ecuación [19]:

$$IC = \frac{2(\int_{t_1}^{t_2} sEMG_{antagonista}(t)dt + \int_{t_2}^{t_3} sEMG_{agonista2}(t)dt)}{\int_{t_1}^{t_3} (sEMG_{agonista} + sEMG_{antagonista})(t) dt} * 100 \quad (1)$$

Donde  $t_1$  y  $t_2$  denotan el periodo en el que el sEMG músculo 1 es menor que el sEMG del músculo 2, mientras que  $t_2$  y  $t_3$  denotan el caso contrario.

2. Frost y Unnithan proponen hacer una superposición entre las curvas agonistas y antagonistas, y dividir las por el número total de puntos de datos [25] [26].
3. Bowsher propone la siguiente ecuación [27]:

$$IC = \left[ 0,5 * \left\{ \left( 1 - (sEMG_{antagonista}) + (sEMG_{agonista}) \right) - sEMG_{m\acute{a}s\ bajo} \right\} * \left( 1 - (sEMG_{antagonista}) + (sEMG_{agonista}) \right) \right] * 100 \quad (2)$$

- Basados en el papel anatómico y funcional de los músculos, considerando uno como estabilizador y otro como el generados de fuerza para el movimiento, se propone la siguiente ecuación [28]:

$$IC = \frac{\int_{t_1}^{t_3} sEMG_{antagonista}(t) dt}{\int_{t_1}^{t_3} [sEMG_{agonista} + sEMG_{antagonista}](t) dt} * 100 \quad (3)$$

- Otro método para determinar IC, propone evaluar la actividad muscular antagónica ( $EMG_{ANT}$ ) y dividirla por la media entre las activaciones musculares agonistas ( $EMG_{AG}$ ) y antagónicas. [19]

$$IC = 2 * \frac{EMG_{ANT}}{EMG_{AG} + EMG_{ANT}} * 100 \quad (4)$$

- Calcular la proporción entre la activación muscular antagonista y agonista, es otro método para hallar el IC. [29]

$$IC = \frac{EMG_{ANTAGONISTA}}{EMG_{AGONISTA}} * 100 \quad (5)$$

Los valores absolutos de la amplitud de la señal electromiográfica no son valores veraces, pues estos se ven afectados por factores extrínsecos los cuales generan variabilidad entre las mediciones de distintos grupos musculares o de distintos individuos en un estudio, entre estos factores se encuentran: la grasa subcutánea, la impedancia de la piel, la colocación de los electrodos, entre otros [30]. Para evitar esta variabilidad es necesario normalizar la señal electromiográfica, este es el proceso por el cual los valores de la señal se expresan como un porcentaje de la actividad del músculo en estudio [31].

En la literatura, existen diferentes métodos de normalización de la señal electromiográfica, entre estos se encuentran:

- Normalizar con contracciones isométricas máximas voluntarias (MVIC, por sus siglas en inglés): El objetivo de esta técnica es calibrar el valor en micro voltios ( $\mu V$ ) o milivoltios (mV), tomando la señal EMG a una única unidad de calibración con relevancia fisiológica, como el porcentaje de la capacidad máxima de inervación [32], [33].
- Normalizar el valor máximo de coactivación isométrica voluntaria (MVICa) [19].
- Normalizar dividiendo la señal de EMG durante una tarea por un valor de referencia de EMG obtenido del mismo músculo, lo que permite obtener una medida relativa de la activación en comparación con el valor de referencia [34].
- Normalizar utilizando el valor del punto máximo y dividiéndolo entre él mismo [34].
- Normalizar la activación máxima obtenida durante la tarea bajo investigación realizada con el máximos esfuerzo: Este método produce una alta confiabilidad entre los ensayos y reduce la posibilidad de obtener niveles de EMG durante la tarea de interés mayor que el valor de referencia [34].
- Normalizar con la amplitud pico a pico de la onda M máxima: Este método implica una estimulación externa de las neuronas motoras [34].

Teniendo en cuenta lo anterior, es necesario realizar la normalización de la amplitud de la señal EMG para una correcta evaluación de los IC. El método de normalización más efectivo es *normalizar con contracciones isométricas máximas voluntarias*, mientras que el método de normalización más común es normalizar utilizando el valor del punto máximo dividiéndolo entre él mismo.

### 1.3. La marcha humana

La marcha humana es un proceso de locomoción donde se presentan una serie de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades y el tronco, este desplazamiento se debe a una sucesión de pasos iniciando por el apoyo del talón hasta el apoyo del talón contralateral. Se caracteriza por el contacto del individuo con el suelo, sea con las dos extremidades inferiores o con al menos una. También es importante considerar que este sistema de locomoción es diferente al de la mayoría de animales al ser bípedo (se sostiene sobre dos pies).

La marcha tiene dos componentes interrelacionados que son el equilibrio y la locomoción. La primera se refiere a la capacidad que tiene el ser humano de tomar una posición vertical y mantenerla estable, esto implica la integralidad del sistema musculo – esquelético y los reflejos posturales. Para que se mantenga estos dos componentes es necesario la interacción de los sistemas aferentes que son los encargados de enviar información al cerebro. Por otra parte, la marcha humana se puede estudiar para ser usado en tratamientos sistemáticos y del manejo de marcha patológica, especialmente en casos de prótesis y órtesis [35] [36].

#### 1.3.1. Ciclo de la marcha

Se llama ciclo de la marcha al intervalo comprendido entre dos contactos de talón sucesivo de un mismo pie. Es medido en segundos y dura más de un segundo aproximadamente, según Lehman y De Lauter oscila entre  $1.03 \pm 0.1$  segundos [36] [37]. El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales, la fase de soporte o de apoyo y la fase de balanceo o de oscilación, estas se explican a continuación.

##### 1.3.1.1. Fase de soporte o de apoyo

Esta fase representa el 60% del ciclo, inicia con el contacto o choque del talón con el suelo y termina con el levantamiento de dedos, la subdivisión de esta fase de la marcha, se puede observar en la Fig. 4.

##### 1.3.1.1.1. Fase de contacto inicial (CI)

Corresponde al intervalo de 0 a 2% de la marcha, consiste en el contacto del pie con el suelo, se da el posicionamiento del miembro para dar inicio al apoyo del talón. La cadera esta flexionada, la rodilla en extensión y el tobillo en posición neutra. Esta fase da inicio y fin al ciclo de la marcha. Los músculos que se encuentran activados en esta fase son: tibial anterior, isquiotibiales en la rodilla, cuádriceps y glúteo mayor. [37] [36]

#### 1.3.1.1.2. Fase inicial de apoyo o de respuesta inicial a la carga (AI)

Intervalo de la marcha 0 a 10%, es el primer momento de doble apoyo. Se observa una progresión suave generado por el giro del talón al tiempo que se amortigua el descenso del cuerpo. También se genera una deceleración de la masa corporal controlada por la flexión de la rodilla y la flexión plantar del tobillo. Se presenta actividad del cuádriceps y el tibial anterior, abductores de la cadera. [36] [37]

#### 1.3.1.1.3. Fase media de apoyo (MA)

Intervalo de marcha del 10 al 30%, comienza con el levantamiento de los dedos del miembro colateral y se prolonga hasta el despliegue de talón. Es la primera parte del apoyo monopodal, el cuerpo se mueve sobre el pie estacionario efectuándose en el tobillo una dorsiflexión, rotando en él, manteniendo la estabilidad de la cadera y la rodilla. En este momento la rodilla acaba de flexionarse. Los músculos que interactúan en esta fase son el sóleo, abductores de la cadera, tibial posterior y los tendones peroneos. [36] [37]

#### 1.3.1.1.4. Fase final de apoyo (AF)

Intervalo de marcha del 30 al 50%, se refiere a la segunda mitad de apoyo monopodal. En esta fase el talón se levanta para desplazar el peso hacia los dedos y transferir la carga al pie contralateral, el cual, entra en contacto con el piso. Se quiere proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada correcta. Existe actividad en los músculos gemelos, soleo y tríceps sural. [36] [37]

#### 1.3.1.1.5. Fase previa de oscilación (OP)

Intervalo de 50 al 60%, inicia el segundo periodo de doble apoyo. El miembro se prepara para la oscilación, la flexión de rodilla y cadera se frenan, para así cumplir con los objetivos de decelerar la pierna y pre-posicionar correctamente el pie para contactar con el suelo. Los extensores de la cadera, el cuádriceps, tibial anterior y los abductores de la cadera, son los músculos que intervienen en esta fase. [36] [37]

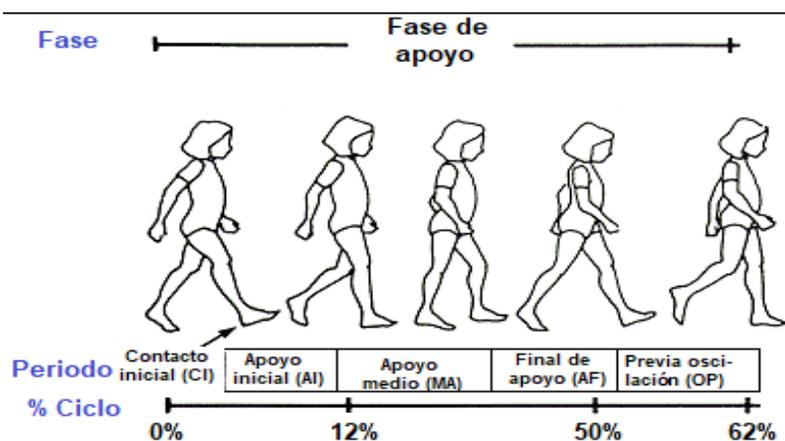


Fig. 4: División de fase de contacto o apoyo. <sup>4</sup>

<sup>4</sup> Imagen extraída y modificada: <http://www.goodlifegr.com/gait-analysis.html>

### 1.3.1.2. Fase de balanceo o de oscilación

#### 1.3.1.2.1. Balanceo Inicial (OI)

Intervalo de la marcha del 60-73%. Esta fase comienza con el levantamiento de dedos, se produce con la flexión combinada de la cadera y la rodilla logrando el nivel de cadencia adecuada. Termina cuando la extremidad oscila y alcanza la extremidad contralateral, la rodilla alcanza la flexión máxima durante todo el proceso de marcha. Los músculos que interactúan son los flexores de la cadera, psoas iliaco, recto anterior, bíceps crural, los gemelos y el aductor mayor del muslo. [36] [37]

#### 1.3.1.2.2. Balanceo Medio (OM)

Intervalo de marcha del 73 al 87%. Inicialmente los miembros se cruzan y finaliza con la posición vertical de la tibia oscilante; el muslo continúa avanzando y la rodilla que alcanzo la flexión máxima ahora se extiende de manera que el pie permanece despegado del suelo. Termina con la tibia perpendicular al suelo. En marcha normal según Winter, la separación mínima es de  $1.29 \pm 0.45$  cm. Actúa la musculatura del tibial anterior. [36] [37]

#### 1.3.1.2.3. Balanceo Terminal (OF)

Intervalo de marcha del 87 al 100%. El objetivo de esta fase es desacelerar la pierna y anteponer correctamente el pie para establecer contacto con el suelo. Inicia con la posición vertical de la tibia, continua con la pausa de la flexión de rodilla y cadera. Presentan actividad los músculos isquiotibiales, los extensores de la cadera, el cuádriceps, tibial anterior y los abductores de la cadera. [36] [37]

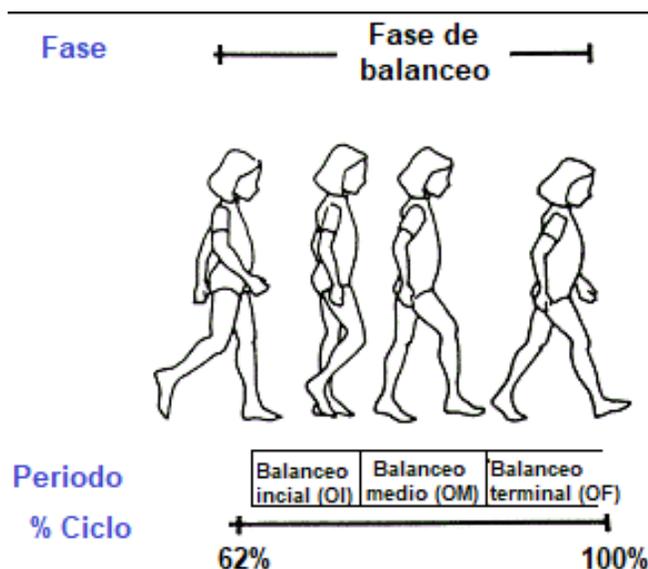


Fig. 5: División de fase de oscilación.<sup>5</sup>

<sup>5</sup> Imagen extraída y modificada: <http://www.goodlifegr.com/gait-analysis.html>

## 1.4. Señal electromiográfica

### 1.4.1. Fisiología de la señal electromiografía

#### 1.4.1.1. Tejido muscular

El tejido muscular constituye o compone aproximadamente el 40% o 45% de la masa de los seres humanos, es el encargado del movimiento, voluntario e involuntario, de cada una de las partes del cuerpo y de dar forma a los órganos internos [38]. Es un tejido compuesto por células largas y especializadas llamadas miocitos, estas fibras musculares están situadas en haces paralelos que tienen como función la contracción, lo que les permite conseguir un correcto funcionamiento mecánico a partir de la energía química (derivada de la glucosa y el oxígeno) a través de la interacción de la actina y la miosina (proteínas contráctiles) [10] [38] [39]. Además, este tejido cuenta con fibras musculares, tejido fibroconectivo de sostén, fibras colágenas, algunas fibras elásticas, fibras nerviosas y una abundante red capilar [28].

En el músculo, las fibras están organizadas en grupos de fascículos que hacen que este quede recubierto por una capa denominada epimisio, del epimisio parten finos tabiques de tejido conjuntivo que se dirigen hacia el interior y separan cada fascículo formando el perimisio, cada fibra que se encuentra dentro del perimisio está envuelta por el endomisio [40] [41]. El tejido conjuntivo que rodea al músculo tiene como función mantener unidas las fibras, permitiendo que la fuerza de contracción de cada una de estas actúe de manera simultánea para el músculo entero, además hace que la fuerza de contracción del músculo se transmita a otras estructuras como tendones y huesos [40].

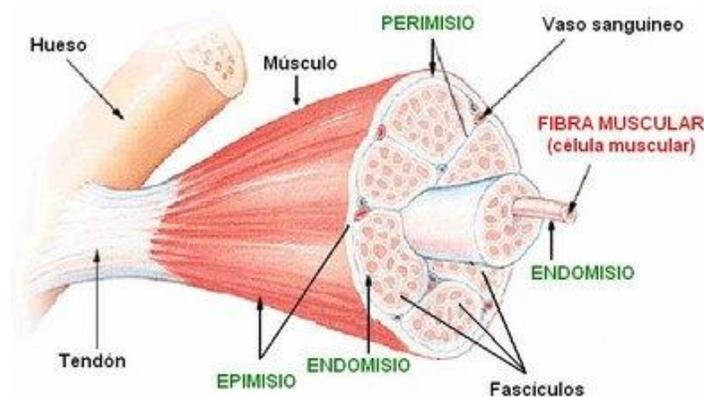


Fig. 6: Esquema de organización del músculo <sup>6</sup>

#### 1.4.1.1.1. Tipos de tejido muscular

El tejido muscular se clasifica dependiendo de su función, si se controla voluntaria o involuntariamente; o su estructura, si muestra bandas transversales regulares a lo largo de las fibras o no. Según esto, el tejido muscular se puede clasificar en tres (Fig. 7): esquelético (Fig. 7a), liso (Fig. 7b) y cardíaco (Fig. 7c).

<sup>6</sup> Imagen extraída de:

[http://e-ducativa.catedu.es/44700165/aula/archivos/repositorio//1000/1121/html/4\\_sistema\\_muscular.html](http://e-ducativa.catedu.es/44700165/aula/archivos/repositorio//1000/1121/html/4_sistema_muscular.html)

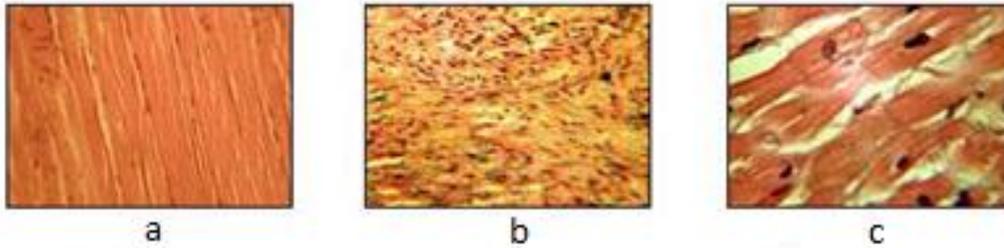


Fig. 7: Tipos de tejido muscular.  
 a. Tejido muscular esquelético b. Tejido muscular liso c Tejido muscular cardíaco.<sup>7</sup>

#### 1.4.1.1.1. Tejido muscular esquelético

Este tipo de tejido mantiene unido el esqueleto, con la ayuda de los tendones, es aquel que da forma al cuerpo y produce movimientos voluntarios. Este tejido también es conocido como músculo estriado, pues está conformado por fibras llenas de franjas horizontales (Fig. 7a), está compuesto por células multinucleadas, largas y cilíndricas, con gran cantidad de mitocondrias (encargadas de la respiración celular) y de miofibrillas. [10] [38] [42]

Este tejido es el predominante del cuerpo humano, pues 600 de los 650 músculos del cuerpo son tejido muscular esquelético, ubicados, principalmente, en piernas, brazos, abdomen y pecho. Estos músculos permiten realizar la función locomotora, para la cual el sistema óseo es el componente pasivo y los músculos el componente activo, dado que estos se contraen para facilitar el movimiento del cuerpo y sus partes. [39] [42]

#### 1.4.1.1.2. Tejido muscular liso

Este tipo de tejido se encuentra en los órganos tubulares del tracto digestivo, respiratorio, excretor y reproductor, en conductos glandulares, vasos sanguíneos y linfáticos, sus células son fusiformes y mononucleadas, y a diferencia del tejido muscular esquelético no presentan estriaciones (Fig. 7b) [38] [39].

El proceso de contracción es lento e involuntario debido a que está innervado por el sistema nervioso autónomo y algunas hormonas, en la contracción este tipo de músculos trabaja de manera similar al esquelético, pero la contracción es más lenta. Al tener una contracción involuntaria el músculo puede permanecer contraído por mayor tiempo, pues esto no se agota fácilmente. [28] [42]

#### 1.4.1.1.3. Tejido muscular cardíaco

Este tipo de tejido está compuesto por células cardíacas, mononucleadas, las cuales son diversos miocitos estriados, cuenta con fibras de forma cilíndrica, las cuales pueden tener bifurcaciones en los extremos (Fig. 7c) [43].

Este músculo se encuentra en las paredes del corazón, lo que permite contracciones involuntarias, intensas y rítmicas, las cuales fuerzan a la sangre hacia el exterior del

<sup>7</sup> Imagen extraída y modificada de:  
[https://es.wikipedia.org/wiki/Tejido\\_muscular#/media/File:llu\\_muscle\\_tissues\\_es.jpg](https://es.wikipedia.org/wiki/Tejido_muscular#/media/File:llu_muscle_tissues_es.jpg)

corazón. Las contracciones de este músculo, a diferencia de las del músculo liso y estriado, deben ser más continuas que frecuentes y requieren de uno a cinco segundos para volverse a contraer. [38] [39] [43]

#### 1.4.1.1.2. *Funciones del tejido muscular*

El tejido muscular tiene cuatro funciones principales, las cuales se presentan a continuación [10]:

- Producir movimientos corporales: Cada movimiento voluntario que realiza el ser humano, como caminar, correr, manejar un lápiz, mover la cabeza; se realiza por el movimiento generalizado o enfocado de un músculo específico.
- Estabilizar las posiciones corporales: La contracción del tejido esquelético estabiliza las articulaciones lo que permite mantener posiciones corporales.
- Generar calor: Se origina el proceso de termogénesis, el cual hace referencia a la producción de calor como resultado de una contracción. La mayor parte del calor generado se utiliza para mantener la temperatura corporal.
- Almacenar y movilizar sustancias en el organismo: El tejido muscular liso, presente en esfínteres, venas y arterias, permite almacenar temporalmente y movilizar sustancias como alimentos, orina, sangre; dependiendo del músculo correspondiente.

#### 1.4.1.1.3. *Propiedades del tejido muscular*

El tejido muscular tiene cuatro propiedades características que lo hacen diferente al resto de tejidos del cuerpo humano, las cuales son [10] [44]:

- Excitabilidad eléctrica: Es la capacidad con la que cuentan las fibras musculares y neuronas para percibir y responder a un estímulo gracias a la producción de un potencial de acción el cual origina una contracción muscular.
- Contractibilidad: Es la capacidad de contraerse con fuerza ante un estímulo generado por un potencial de acción. Esta contracción puede dividirse en isotónica concéntrica, isotónica excéntrica e isométrica.
- Extensibilidad: Es la capacidad que tienen las fibras de estirarse, sin sufrir daños, tras una contracción.
- Elasticidad: Es la capacidad del tejido para volver a su longitud original tras una contracción o extensión.

#### 1.4.1.2. *Unidad motora*

La unidad motora está compuesta por fibras musculares y la neurona motora que la controla (Fig. 8). La neurona motora está ubicada en el sistema nervioso central y proyecta su axón hacia el sistema nervioso periférico lo que permite la sinapsis con el tejido muscular, es decir, la neurona motora es la encargada de iniciar un potencial de acción el cual hace que cada una de las fibras musculares se contraiga, pero cuando el potencial de acción está ausente las fibras musculares se relajan. [10] [45]

Para la contracción del tejido muscular estriado, es decir, contracciones voluntarias; la fuerza se puede modular, pues esta es determinada por la cantidad de fibras musculares que se contraigan y los cambios en la frecuencia de activación de la unidad motora. Por lo que, si hay gran cantidad de unidades motoras activas y una alta frecuencia de descarga el movimiento tendrá mayor fuerza. [10]

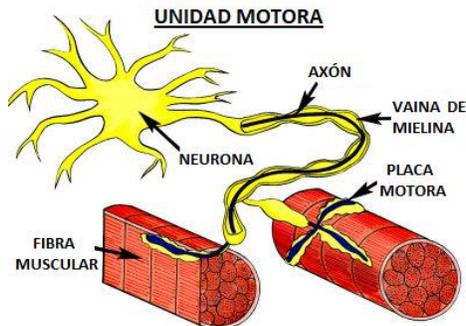


Fig. 8: Unidad motora<sup>8</sup>

#### 1.4.1.3. Potencial de acción

El potencial de acción (Fig. 9) es una onda de descarga eléctrica la cual describe el intercambio de iones a través de la membrana. Estas descargas, por lo general, son generadas por células del sistema nervioso, las cuales envían información entre células nerviosas (sinapsis), o de células nerviosas a tejidos corporales, como músculos o glándulas; para así generar la respuesta al estímulo. El potencial de acción sigue la ley del todo o nada, es decir, la descarga se produce o no se produce, pero nunca habrá una descarga intermedia. [10] [46]

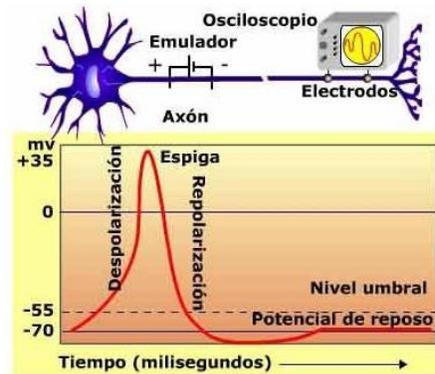


Fig. 9: Potencial de acción ideal<sup>9</sup>

<sup>8</sup> Imagen extraída y modificada de: <http://cache2.allpostersimages.com/p/LRG/30/3040/L7PBF00Z/posters/motor-unit-nerve-cell-and-muscle-fiber.jpg>

<sup>9</sup> Imagen modifica y extraída de: [http://ww2.educarchile.cl/UserFiles/P0001/Image/Mod\\_3\\_contenidos\\_estudiantes\\_ciencias\\_biologia/fig%2009.jpg](http://ww2.educarchile.cl/UserFiles/P0001/Image/Mod_3_contenidos_estudiantes_ciencias_biologia/fig%2009.jpg)

El potencial de acción consta de una serie de fases, las cuales ayudan a la generación de este y comprenden desde el potencial de reposo inicial hasta que la señal eléctrica es enviada. A continuación se presentan las dos fases principales [10] [46] [47]:

- **Despolarización:** Es la fase ascendente del potencial de acción, en esta la negatividad interna de la membrana empieza a disminuir respecto a la externa, debido a que la bomba sodio/potasio deja de funcionar; pronto la negatividad llega a un punto de equilibrio (en el que la diferencia de potencial es 0 mV), y el interior de la membrana se empieza a hacer positivo hasta alcanzar el valor máximo de +40 mV. Luego de esta despolarización los canales de potasio se empiezan a abrir y los iones empiezan a ser repelidos (debido a que son iones positivos) y a salir de la célula, esto detiene la despolarización, lo que hace que dichos canales se empiecen a cerrar y se inactivan por un corto lapso.
- **Repolarización:** En esta fase se empieza a recuperar la polaridad interna negativa, hasta llegar al valor de reposo (-70 mV), debido a que los canales de sodio están cerrados y estos iones no pueden entrar a la neurona, mientras que los canales de potasio siguen abiertos y estos iones siguen siendo expulsados. Durante la repolarización, también, debido al exceso de iones de potasio, se puede presentar la hiper-polarización, en la cual la carga eléctrica de la membrana se hace tan negativa que supera el valor de reposo.

#### 1.4.1.3.1. Modelo de Hodgkin y Huxley

La descripción del axón propuesta por Hodgkin y Huxley, en 1952, es un modelo matemático que describe el inicio y transmisión de los potenciales de acción en las neuronas y propone un modelo dinámico no lineal semejante al del comportamiento real de una membrana celular. [48]

En dicho modelo cada componente de la celda excitable es visto como un elemento eléctrico (Fig. 10), donde la membrana lipídica está representada como una capacitancia ( $C_m$ ), los canales iónicos están representados por una conductancia iónica no lineal ( $g_n$ ) que depende del tiempo y voltaje, las puertas de los canales iónicos están representadas por conductancias lineales ( $g_L$ ), los gradientes electroquímicos encargados de conducir el flujo de iones está representado por baterías ( $E_n$  y  $E_L$ ) y sus valores están determinados por el potencial de Nernst, y las bombas iónicas están representadas por fuentes de corriente ( $I_p$ ) [49].

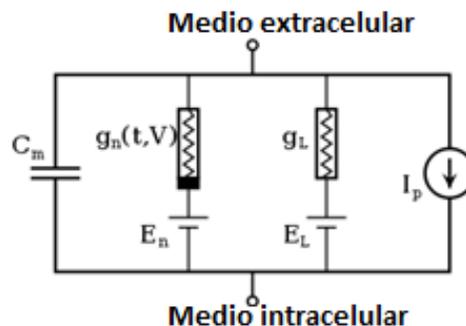


Fig. 10: Modelo de la membrana celular propuesto por Hodgkin y Huxley <sup>10</sup>

<sup>10</sup> Imagen extraída y modificada de: [https://en.wikipedia.org/wiki/Hodgkin%E2%80%93Huxley\\_model](https://en.wikipedia.org/wiki/Hodgkin%E2%80%93Huxley_model)

## **1.5. Fundamentos de la electromiografía en el estudio de la marcha humana**

La información bioeléctrica muscular es abordable con técnicas de electromiografía de superficie, se basa en el tratamiento de la señal mediante modernos ordenadores de alta velocidad. Estos equipos reconocen valores electromiográficos entre 1 y 20000 micro voltios, con amplificadores que eliminan los fenómenos de ruido, evitando distorsión de los resultados. La sEMG facilita la observación de la participación muscular en un determinado movimiento, analizando la respuesta de cada segmento. [50]

### **1.5.1. Metodología de la sEMG**

El individuo inicialmente debe prepararse conociendo el procedimiento y los objetivos del estudio. Por otra parte, es necesario reducir la impedancia de la piel con el fin de obtener una señal con mayor calidad, por ello es necesario realizar una preparación a la piel que puede ser desde afeitar la zona de contacto y reducir la cantidad de células muertas mediante un gel abrasivo. La localización de los electrodos es una de las características más importantes, debido a que asegura la toma correcta de una señal. La ubicación adecuada es entre la unión miotendinosa y el punto motor; es importante mantener la localización de los electrodos en cada uno de los participantes dado que la señal varía respecto a la ubicación. Otro fenómeno que se trata de evitar es conocido como cross-talk, que consiste en la contaminación de la señal del músculo estudiado por señales de músculos adyacentes. [51]

Para el análisis de cada uno de los músculos se ubican 2 electrodos, distanciados 1 o 2 centímetros. Cuando se utilizan electrodos de superficie se habla del término de volumen de detección, hace referencia al volumen de tejido del que el electrodo puede captar la señal eléctrica. El volumen de conducción es el volumen de tejido a través del cual viaja la señal eléctrica hasta los electrodos. [51]

### **1.5.2. Procesamiento de la señal sEMG**

Luego de realizar la toma de señales de EMG es necesario hacer un análisis y procesamiento de la información a partir de algunas técnicas tal como se muestra en la Fig. 11.

Inicialmente se tiene en cuenta el ruido y la influencia de dispositivos electrónicos sobre la señal EMG ya que son señales muy bajas (micro voltios), para retirar y mejorar la señal se debe realizar un filtrado que evite eliminar la información de las señales, por esta razón en este caso se trabaja con filtros pasa bajas. Es importante también normalizar los datos para evitar variabilidad entre las mediciones de distintos músculos. [52]

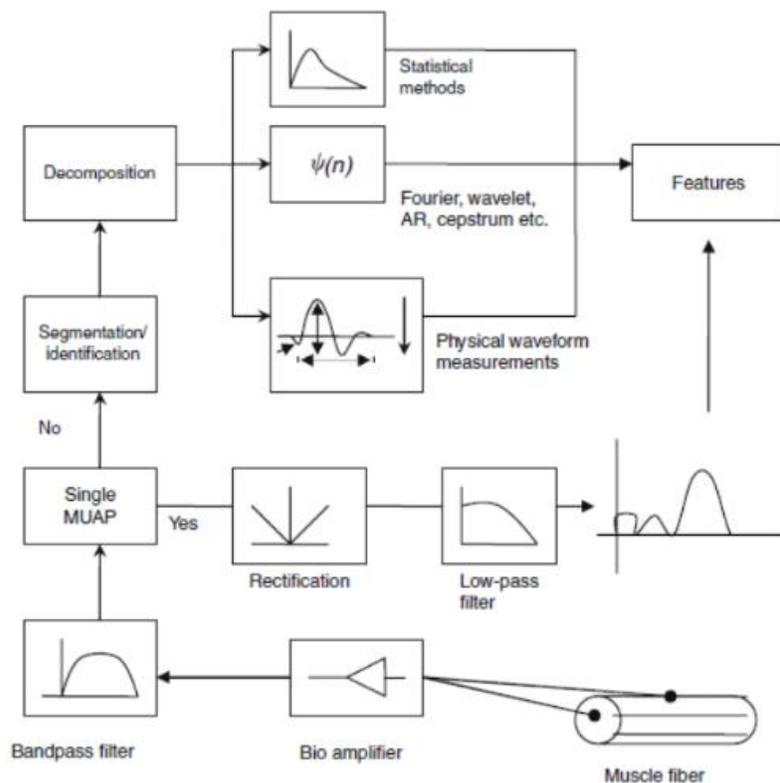


Fig. 11: Adquisición, pre-procesamiento, y extracción de características de señales de EMG. <sup>11</sup>

### 1.5.3. Electrodo superficiales

Los electrodos de superficie son aquellos que se ubican en contacto con la piel del paciente. Pueden tener diámetros de 0.3 hasta 1.5cm. La impedancia normal de la piel varía desde 0.5 KΩ hasta 20 KΩ dependiendo de la sudoración de la piel, es importante tratar estos electrodos como una fuente de voltaje con muy alta impedancia.

- Placas metálicas: botón metálico de contacto hecho en plata o cloruro de plata, contiene gel o pasta conductiva. No se produce un contacto directo con la piel porque mantiene un disco con sustancia adhesiva lo que reduce los artefactos de movimiento. Usado para: electroencefalograma (EEG), electrocardiograma (ECG) y electromiografía (EMG).
- Electrodo de succión: no requiere cintas o adhesivos para conservar en el lugar deseado. Son electrodos cilíndricos metálicos y huecos que hacen contacto con la piel haciendo contacto con un gel electrolítico. Uso en electrocardiografía.
- Electrodo flotante: Se elimina el contacto directo del electrodo con la piel, La parte metálica corresponde a un disco de plata cubierto con cloruro de plata, que entra en contacto con la piel mediante la pasta electrolítica.

<sup>11</sup> Imagen extraída y modificada: Rezaul Begg, Daniel T.H. Lai, and Marimuthu Palaniswami, Computational Intelligence in Biomedical Engineering, Boca Raton, Florida: CRC Press, 2008.

- Electrodo flexible: se adapta a las superficies de la piel, es de menor calidad y hay mayor producción de artefactos. Es un material adhesivo que contiene una malla de finos alambres flexibles de plata.
- Electrodo seco: no utiliza pasta electrolítica, se utiliza en EEG. [53]

Para sintetizar, en este trabajo de investigación se presenta el estudio de co-activación muscular enfocada en el trabajo realizado por el tobillo. En el Capítulo 1 se encuentra una revisión bibliográfica sobre los temas que están involucrados en esta investigación como lo son la anatomía básica del tobillo, presentación de los músculos representativos en la marcha y el uso de la electromiografía para evaluar los coeficientes de co-contracción, los cuales determinan el valor de la co-activación muscular. Por parte del Capítulo 2 se enseñan los objetivos y la metodología a cumplir en el desarrollo de este trabajo que será culminado a partir de lo estudiado en el primer capítulo. En el Capítulo 3, se realiza un plan de trabajo que busca unificar los conocimientos con los objetivos propuestos y dar desarrollo a la investigación. En el Capítulo 4 se observan los resultados obtenidos. En el Capítulo 5, se presenta el análisis de cada uno de estos. En el Capítulo 6, se presentan las posibles mejoras que se pueden hacer a este estudio, así como los trabajos futuros que se pueden desarrollar con base en los resultados obtenidos. Por último, en el Capítulo 7, se concluyen cada uno de los objetivos planteados para este estudio.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. General**

Estudiar y analizar el comportamiento de los músculos del tobillo basados en un análisis de la co-activación, usando índices de co-contracción en los músculos agónicos y antagonistas, que permiten estabilizar la articulación del tobillo en la marcha de pacientes con lesiones en la rodilla.

### **2.2. Específicos**

- a. Estudiar y escoger los principales músculos agónicos y antagonistas ubicados alrededor del tobillo que intervienen durante la marcha y permiten estabilizar la articulación.
- b. Diseñar e implementar un protocolo para evaluar un índice de co-activación y co-contracción muscular en el tobillo durante la marcha humana.
- c. Evaluar la co-activación calculada por medio de dos indicadores de co-contracción, basado en electromiografía de superficie y que permiten determinar el comportamiento de los músculos antagonistas del tobillo.
- d. Evaluar los resultados obtenidos teniendo en cuenta el aporte de cada músculo y la representación que tienen en la marcha humana.
- e. Realizar un análisis estadístico de los datos encontrados para validar la hipótesis de investigación.

### 3. METODOLOGÍA

Inicialmente se busca desarrollar un protocolo que cumpla con cada una de las especificaciones necesarias para encontrar las señales electromiografías y biomecánicas utilizadas en la validación de la pregunta de investigación.

#### 3.1. Pregunta de investigación

1. ¿La co-activación muscular en el tobillo cambia en sujetos sanos y sujetos con lesión en el ligamento lateral externo de la rodilla?

Ho = La co-activación muscular en el tobillo cambia en sujetos sanos y sujetos con lesión en el ligamento lateral externo de la rodilla.

Hi = La co-activación muscular en el tobillo NO cambia en sujetos sanos y sujetos con lesión en el ligamento lateral externo de la rodilla

2. ¿Los dos métodos utilizados para encontrar el coeficiente de co-activación están correlacionados?

Ho = el método 1 y el método 2 utilizados para encontrar el coeficiente de co-activación NO están relacionados =  $\rho_{\text{método 1}, \text{método 2}} \neq 0$

Hi = el método 1 y el método 2 utilizados para encontrar el coeficiente de co-activación están relacionados =  $\rho_{\text{método 1}, \text{método 2}} = 0$

#### 3.2. Diagrama de Gantt

A continuación, se muestran las actividades realizadas para cumplir con los objetivos planteados (Tabla 1), junto con el cronograma seguido (Fig. 12).

Tabla 1. Tareas seguidas para el desarrollo del proyecto.

TAREA	NOMBRE
1	Revisión de literatura
2	Identificación de músculos que intervienen en la marcha
2.1	Determinar los músculos alrededor del tobillo
2.2	Determinar los músculos superficiales
3	Desarrollo del protocolo del trabajo
4	Creación del consentimiento informado
4.1	Aprobación por parte del comité de ética
5	Ejecución de pruebas
5.1	Reclutamiento de pacientes (con y sin patología)
5.2	Calibración de equipos
5.3	Establecer base de datos
6	Procesamiento de datos
6.1	Trackear datos
6.2	Limpiar las señales obtenidas

TAREA	NOMBRE
6.3	Encontrar IC
7	Análisis de datos
7.1	Validación de la hipótesis
8	Documento del trabajo de grado



Fig. 12: Diagrama de Gantt seguido en el desarrollo del proyecto.

### 3.3. Instrumentación

Los equipos utilizados en el desarrollo del estudio, se presentan en la tabla 2, donde se indican las especificaciones y el fin de uso, de cada uno de estos.

Tabla 2: Equipos utilizados

EQUIPO	DESCRIPCIÓN	CARACTERÍSTICAS
<b>BTS-FREE-EMG de BTS Bioengineering, Italy. (sEMG)</b>	Sondas de tecnología inalámbrica conectadas a electrodos activos, adhesivos con hidrogel. (Kendall REF 31118733 radio 1.5cm)	- Frecuencia de muestreo 1K Hz -16 Bits de resolución
<b>Smart- DX 400 de BTS Bioengineering, Italy.</b>	Sistema de ocho cámaras opto-electrónicas capaces de detectar marcadores reflectivos.	-Frecuencia de adquisición de 100 fps.
<b>BTS P6k de BTS Bioengineering, Italy.</b>	Plataforma de fuerza	-Frecuencia de muestreo de 250Hz - Dimensiones: 4.32 m x 0,7 m

### 3.4. Desarrollo del proyecto

#### 3.4.1. Revisión bibliográfica

En primer lugar, para este estudio es importante conocer la anatomía muscular del miembro inferior e identificar cuáles son los principales músculos que intervienen en la marcha humana. Para esto es necesario realizar una adecuada revisión bibliográfica, basada en libros de histología y anatomía, así como en artículos científicos relacionados con la marcha humana y anatomía muscular de miembro inferior. Tras esta revisión es necesario seleccionar los músculos que aportan mayor información electromiográfica durante la marcha y cuáles se encuentran a nivel superficial en el miembro en estudio, debido al uso de electromiografía de superficie, para así tener claridad de dónde se van a posicionar los electrodos durante las pruebas.

#### 3.4.2. Creación protocolo

Posterior a la revisión bibliográfica, es necesario diseñar el protocolo de toma de datos para el trabajo en curso, para este se expone el resumen, objetivos, problemática, tipo de intervención, características de los participantes incluidos y excluidos de este, el lugar de trabajo, la metodología a seguir, las condiciones de trabajo y el apartado de confidencialidad. Adicionalmente, se realiza un consentimiento informado (Anexo 1), avalado por el comité de ética de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito; el cual debe ser firmado por cada uno de los participantes en este estudio.

Para este estudio es necesario contar con dos grupos de trabajo. El primero, denominado *grupo control*, el cual está conformado por diez (10) participantes de sexo masculino (edad:  $21,5 \pm 0,972$ ) sin patologías, ni intervenciones quirúrgicas en los miembros inferiores. El segundo, denominado *grupo patológico*, el cual está conformado por cinco (5) participantes de sexo masculino (edad:  $22 \pm 0,707$ ) con una lesión parcial del ligamento lateral externo de la rodilla, lesión que no debe haber sido intervenida quirúrgicamente. Para que cada uno de los participantes en este estudio conozca lo que se va a realizar, se diseña un folleto informativo (Anexo 2), el cual resume el protocolo de trabajo.

#### 3.4.3. Prueba piloto

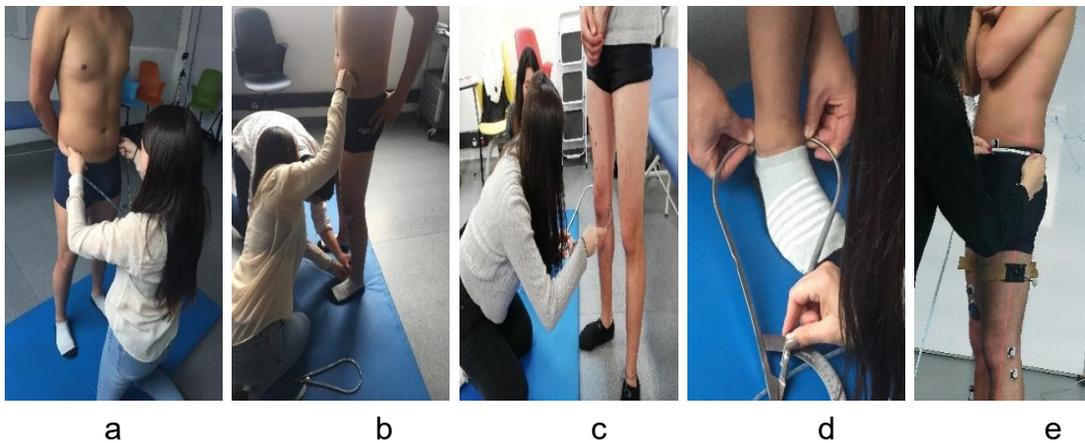
Tras tener el protocolo de trabajo y el aval del comité de ética de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, se realizó una prueba piloto con un participante voluntario, esta se hizo con el fin de evaluar si los músculos escogidos previamente son los adecuados y decidir si el protocolo diseñado es el apropiado para este estudio.

La prueba se dividió en tres fases de trabajo, las cuales son: Preparación del laboratorio y del participante, toma de registros y procesamiento de los resultados obtenidos.

### 3.4.3.1. Primera fase

Esta fase inicia con el acondicionamiento del laboratorio de análisis de movimiento de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, para esto es necesario hacer una calibración del sistema de cámaras BTS y preparar los implementos necesarios para la prueba (alcohol, algodón, cuchilla de afeitar, metro, goniómetro, cinta adhesiva doble faz, marcadores reflectivos, electros superficiales, sensores de electromiografía).

Posteriormente, el participante ingresa al laboratorio, lee el folleto informativo, firma el consentimiento informado y se pone la vestimenta requerida para el estudio. Cuando el participante está preparado se procede a tomar y registrar el peso, estatura y edad, así como las medidas antropométricas (Fig. 13) con ayuda de un antropómetro y un metro, para esta medición se sigue el procedimiento expuesto en el protocolo de trabajo.



*Fig. 13: Toma de medidas antropométricas*

*a. Amplitud de pelvis, b. Longitud de pierna, c. Diámetro rodilla, d. Diámetro del tobillo, e. Profundidad de la cadera*

Tras la toma y registro de las medidas antropométricas se procede a identificar los músculos a estudiar, para esto se realiza la prueba clínica expuesta en el protocolo. Posteriormente, se le pide al participante que se dirija a la camilla del laboratorio para poder preparar la piel (Fig. 15), para esto es necesario rasurar al paciente en la superficie donde se colocarán los electrodos, limpiar con alcohol y dejar que este se vaporice, para así tener el área seca y sin barreras antes de la colocación del electrodo. Cuando la piel ya está preparada se procede al posicionamiento de los electros (Fig. 16), este se hace en las zonas marcadas anteriormente, para cada uno de los músculos escogidos es necesario utilizar dos (2) electrodos entre los cuales debe haber una distancia no mayor a 2 cm; tras posicionar los electrodos de superficie se ubican los sensores de electromiografía, los cuales son los encargados de obtener la señal de electromiografía de cada uno de los músculos estudiados.



*Fig. 15: Preparación de la piel*



*Fig. 15: Ubicación de electrodos*

Por último, tras el posicionamiento de los electrodos se deben posicionar los marcadores reflectivos (Fig. 16), y asegurarse de que estos no se muevan para así poder tener un buen registro del movimiento, para esto se le pide al participante que permanezca diez (5) segundos en posición ortostática.



*Fig. 16: Posicionamiento de marcadores*

Terminada la primera fase, preparación del participante, los electrodos, sensores de electromiografía y marcadores reflectivos quedan posicionados tal como se observa en la Fig. 17.



Fig. 17: Disposición final de electrodos, sensores de electromiografía y marcadores reflectivos.

#### 3.4.3.2. Segunda fase

Para esta fase de la prueba se utiliza el sistema de cámaras BTS y la plataforma de fuerza, en esta se pretende adquirir los registros electromiográfico y los parámetros espacio – temporales, necesarios para la evaluación de resultados de este estudio.

##### 3.4.3.2.1. Pruebas

Para comenzar esta fase se le explica al participante las dos (2) pruebas que debe realizar. La primera prueba es una *prueba estática*, en la que el participante debe ingresar a la plataforma de fuerza y permanecer quieto algunos segundos (Fig. 18a); la segunda prueba consiste en la captura de la marcha del participante, para esta el participante debe caminar de forma natural, a través de la plataforma de fuerza (Fig. 18b).

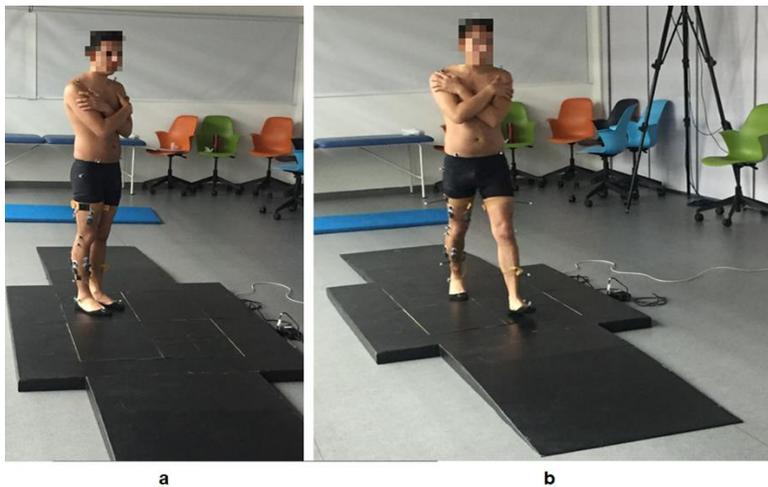


Fig. 18: Pruebas a realizar  
a. Prueba estática b. Marcha normal

### 3.4.3.2.2. Registro de pruebas

Tras explicar las pruebas que se van a realizar se comienza la adquisición de los datos, con ayuda del software *SMART capture*, aquí lo primero que se debe hacer es seleccionar las plataformas de fuerza que se van a utilizar y los músculos que se desean evaluar. Para el caso de este estudio se quiere evaluar la componente z de cada una de las plataformas, dado que esta componente es la que nos da información de fuerza normal, por lo que se escoge trabajar con *Plate1[Fz]*, *Plate2[Fz]*, así como cada uno de los músculos del miembro inferior que actúan durante la marcha. Tal como se observa en la parte inferior de la Fig. 19. Además, se debe garantizar que cada uno de los sensores de electromiografía están enlazados con el sistema de captura, y esto se puede observar con la coloración verde de los círculos ubicados en la parte superior de la Fig. 19.

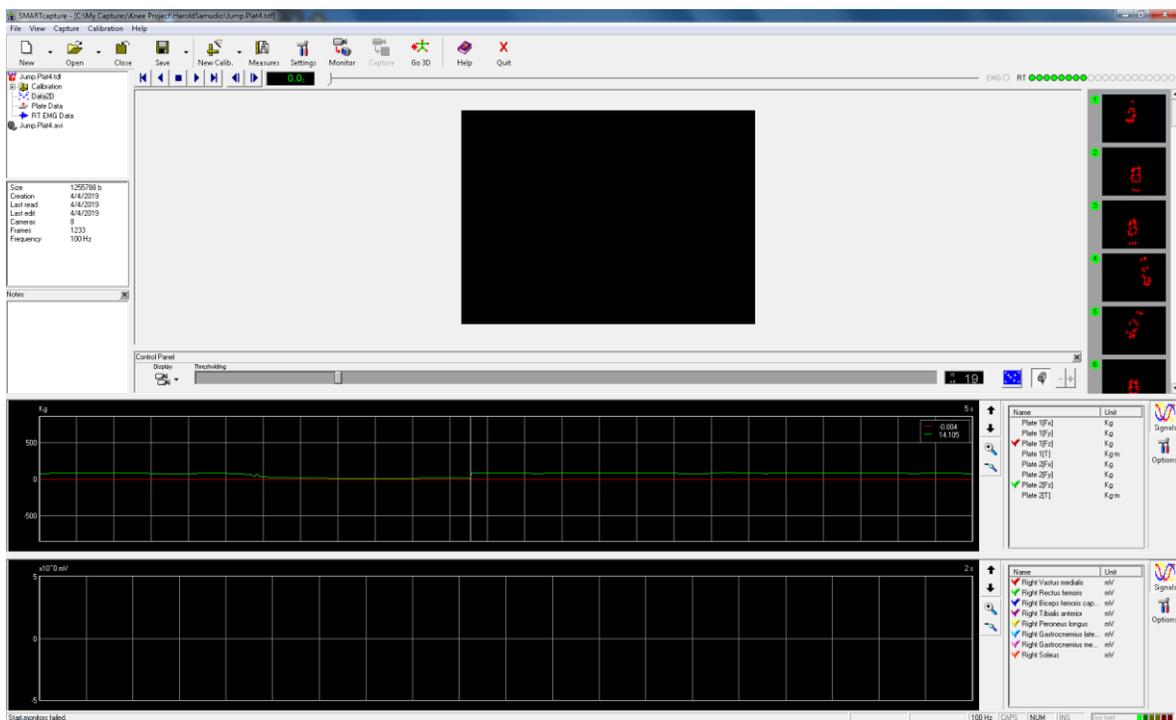


Fig. 19: Selección de plataformas de fuerza y músculos en estudio

Luego se debe acceder a la carpeta del proyecto y allí crear una nueva carpeta, en la que se almacenarán los datos y registros para cada uno de los participantes. El primer registro que se debe hacer es el de las medidas antropométricas, tomadas previamente, para esto se crea un nuevo archivo, se diligencia la información básica del participante, se escoge el protocolo con el que se desean registrar estas medidas y se ingresa cada una de estas, para el caso de este estudio se selecciona el protocolo de Davis Heel, debido a que es uno de los protocolos más utilizados, en la actualidad, y es en el que se basó el posicionamiento de marcadores de este estudio. Como se puede observar en la Fig. 20.

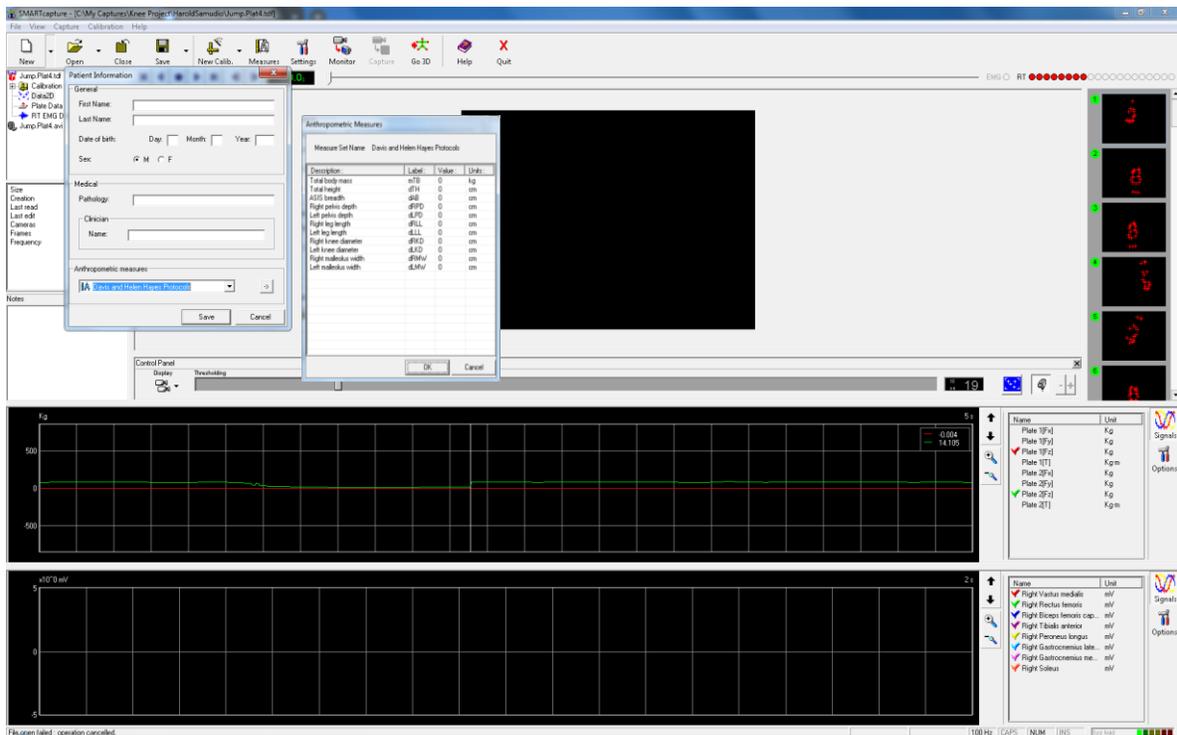


Fig. 20: Registro de medidas antropométricas

Lo siguiente que se debe hacer es registrar cada una de las pruebas del participante, para esto lo primero que se debe hacer es seleccionar la opción *monitor*, con el fin de cerciorarse de que todo está funcionando de manera correcta y que el registro puede iniciar (Fig. 21a), tras esta verificación se inicia el registro de cada una de las pruebas con la opción *capture*, opción que también es utilizada para finalizar el registro (Fig. 21b). El proceso de captura de cada prueba se realiza cinco (5) veces, para cada participante, esto con el fin de tener varios registros y poder seleccionar el mejor de cada uno de estos para poderlo analizar satisfactoriamente.

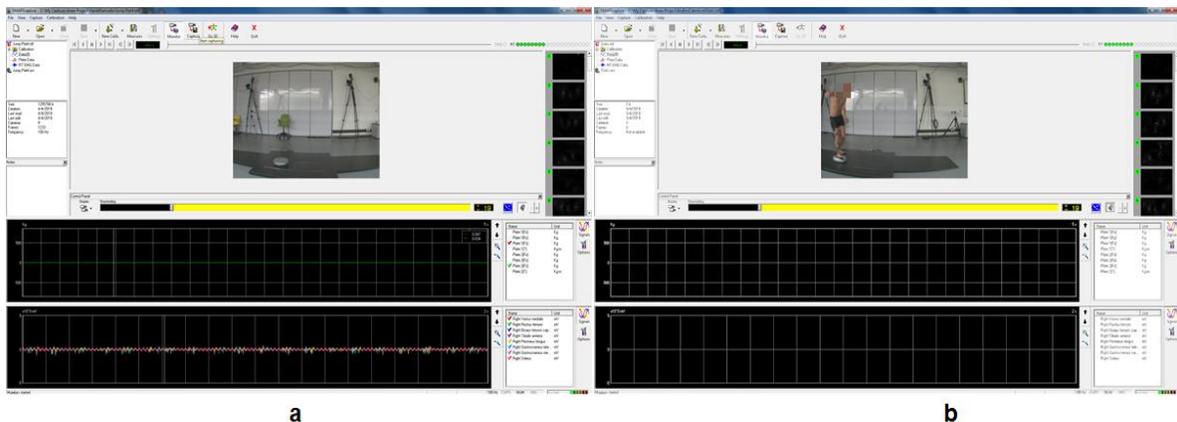


Fig. 21: Registro de pruebas  
a. Verificación funcionamiento. b. Captura de movimiento

Tras la captura de cada uno de los registros, se selecciona la opción *Go3D*, con el fin de reproducir el registro de la prueba y comprobar que la adquisición fue satisfactoria, además, se pueden visualizar la fuerza de reacción de cada plataforma de fuerza y cada uno de los marcadores que se colocaron al participante para garantizar que no se genera ninguna oclusión de estos (Fig. 22).

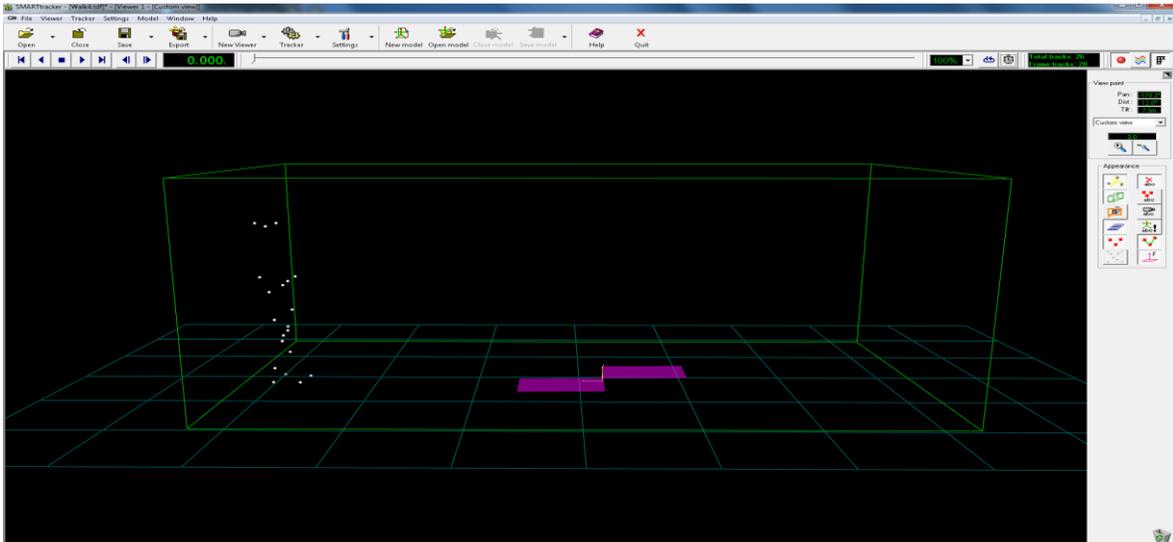


Fig. 22: Verificación del registro adquirido

### 3.4.3.3. Tercera fase

La última fase de la prueba consiste en el procesamiento de los registros adquiridos, para esto se utiliza el software *SMARTTracker*. Lo primero que se debe hacer es abrir el archivo que se desea trackear, esto abre el registro en tercera dimensión, y permite observar los marcadores reflectivos posicionados en el participante y las plataformas de fuerza. Luego, se debe abrir el protocolo de posicionamiento de marcadores con el que se va a trabajar, que para este caso es el protocolo de Davis Heel, esto abre una nueva ventana que indica cómo se deben nombrar los marcadores (Fig. 23).

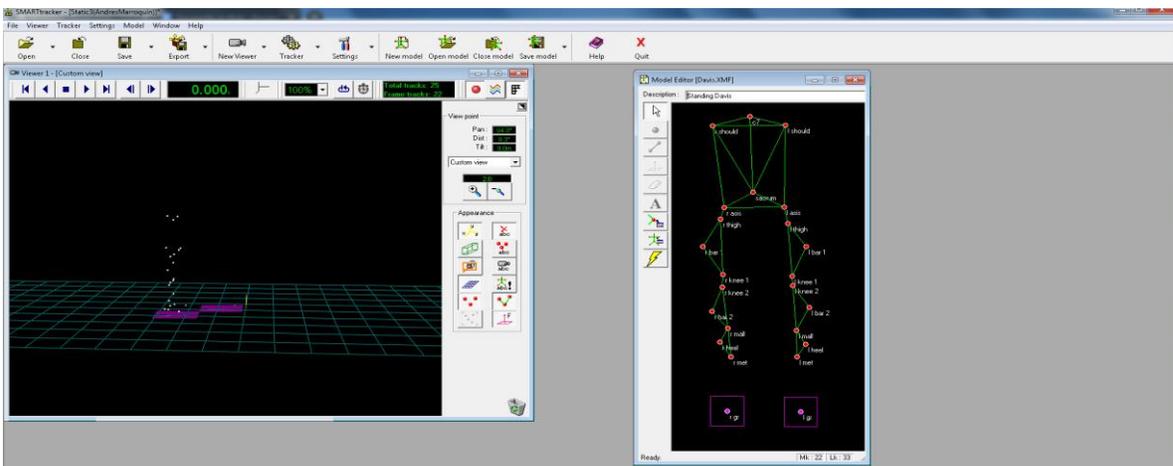


Fig. 23: Identificación de marcadores

Tras abrir el protocolo, se debe hacer la identificación de cada uno de los marcadores colocados en los participantes y de las plataformas de fuerza (Fig. 24), la cual se hace con la opción *shazam*. Luego de que queden nombrados todos los marcadores se debe hacer una verificación, para así evitar problemas futuros en el análisis de los datos.

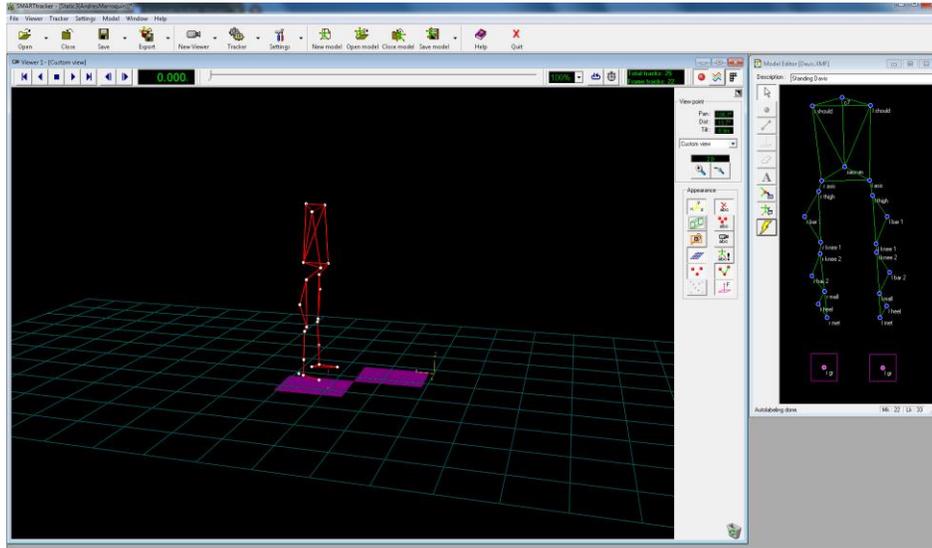


Fig. 24: Identificación marcadores participantes

#### 3.4.4. Toma de registros en grupo control y grupo patológico

Al terminar la prueba piloto, realizar el procesamiento de los resultados obtenidos, y comprobar que el protocolo propuesto funciona de acuerdo con los objetivos definidos, se procede a realizar la toma de registros tanto en el grupo control, como en el grupo patológico, siguiendo el mismo proceso explicado anteriormente.

#### 3.4.5. Procesamiento de datos

Finalizada la etapa de adquisición de los registros, se procede a evaluar la co-activación calculada por medio de dos indicadores de co-contracción, los cuales permiten determinar el comportamiento de los músculos del tobillo. Este procesamiento se basa en el diagrama de la Fig. 25. Para iniciar, se extraen las señales de electromiografía obtenidas anteriormente en formato ".*tdf*", las cuales son llamadas señales crudas (Raw Signal) ya que no han sido procesadas y a partir de estas se extrae la información necesaria.

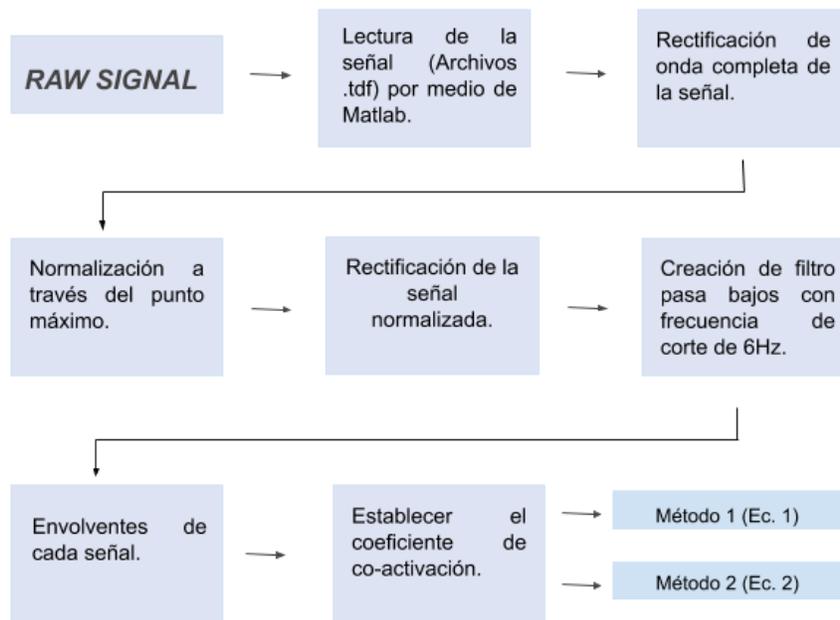


Fig. 25 Diagrama de flujo procesamiento de las señales.

La lectura de las señales se realiza con asistencia de la Toolbox de Matlab llamada BTK, la cual contiene los comandos necesarios para extraer la información de estos archivos. Una vez se cargan los datos en Matlab, se procede a representar y verificar las gráficas obtenidas teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo (1000 Hz) y las características de la señal. En la Fig. 26, se observa la señal obtenida para uno de los músculos estudiados en este trabajo.

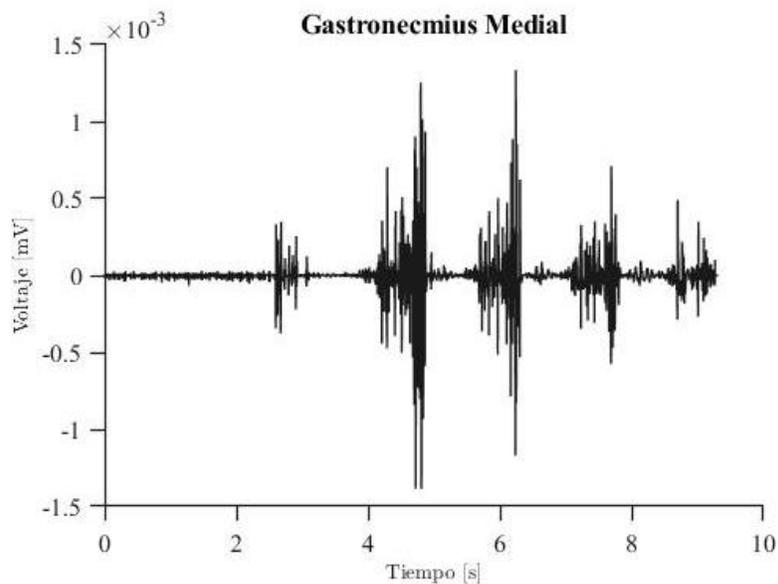


Fig. 26: Señal de sEMG obtenida para el músculo Gastrocnemius Medial.

Tras conocer las señales es necesario realizar un proceso de rectificación donde se discriminan los valores negativos de la señal, para observar los picos máximos en el movimiento de cada músculo estudiado, tal como se observa en la Fig. 27.

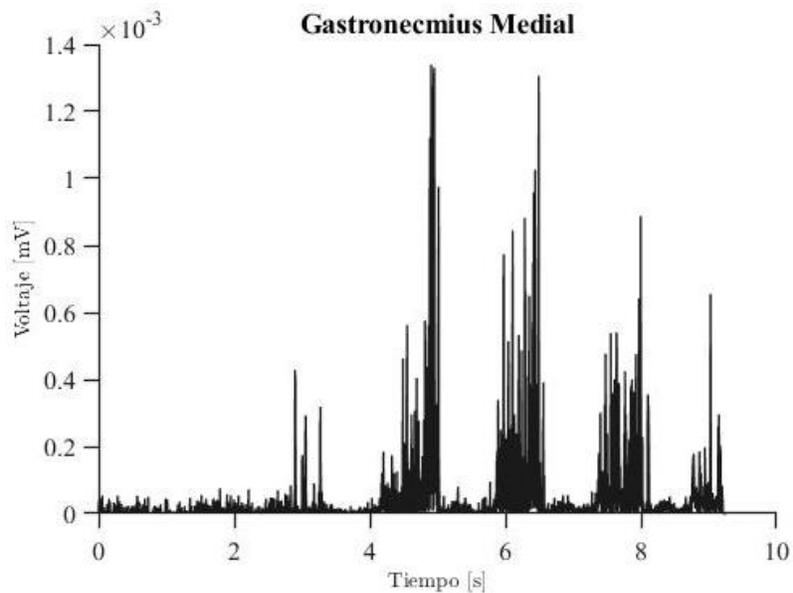


Fig. 27 Señal de sEMG rectificada para para el músculo Gastrocnemius Medial.

Una vez se rectifica la señal se procede a encontrar los puntos máximos que son la solución a uno de los métodos de normalización de la señal, esto se realiza para ajustar el valor de la actividad a un porcentaje y así calibrar los valores a trabajar. En la Fig. 28, se puede observar el resultado de la normalización de la señal.

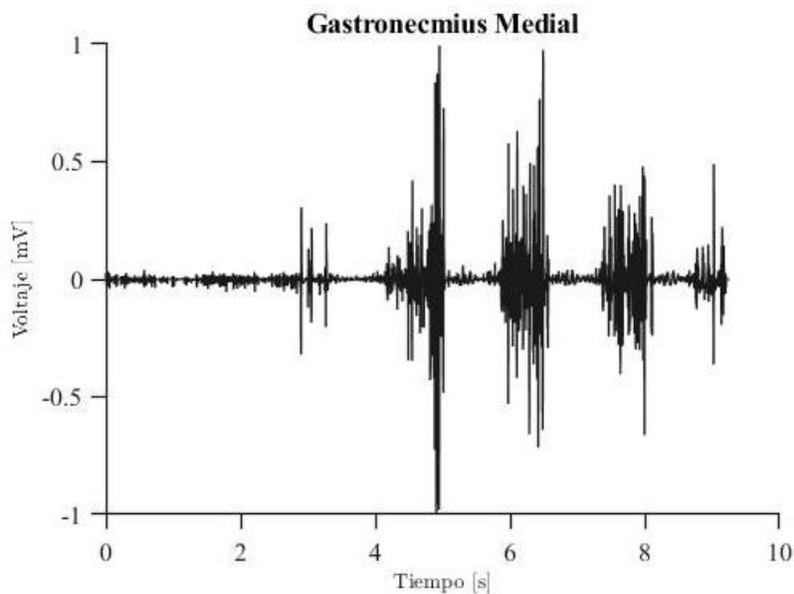


Fig. 28 Señal EMG normalizada para el músculo Gastrocnemius Medial

Nuevamente, es necesario realizar la rectificación de la señal, pero en este caso, se debe realizar para la señal normalizada (Fig. 29). Con esta señal se encuentra la envolvente, la cual será utilizada para determinar los índices de co-contracción, los cuales indican la co-activación de las parejas antagónicas de los músculos en estudio.

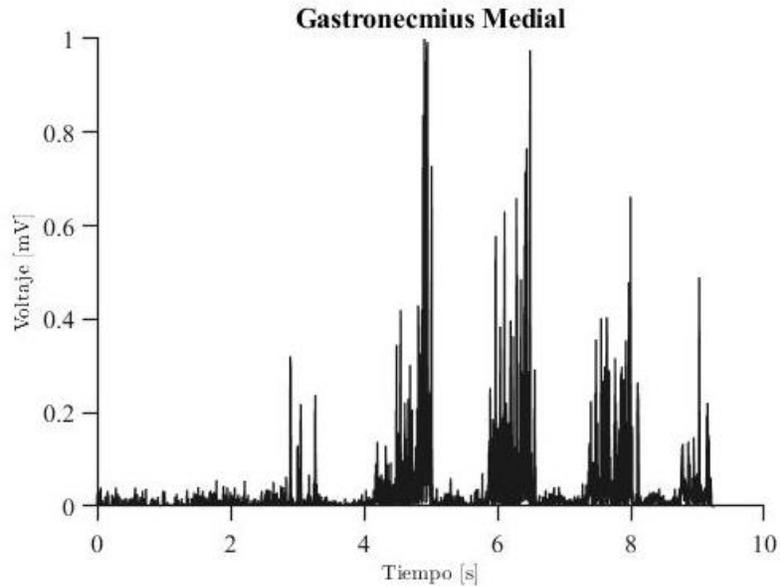


Fig. 29 Señal EMG normalizada y rectificadas.

Para encontrar la envolvente de cada señal (Fig. 30) es necesario crear un filtro pasa baja, que permite el paso de las frecuencias menores a la frecuencia de corte. Este proceso ayuda a suavizar la señal y crear la envolvente. En este caso, se utiliza un filtro con frecuencia de corte  $F_c = 6\text{Hz}$ , esta frecuencia se puede variar en valores pequeños para mejorar la respuesta en tiempo obtenida. [54]

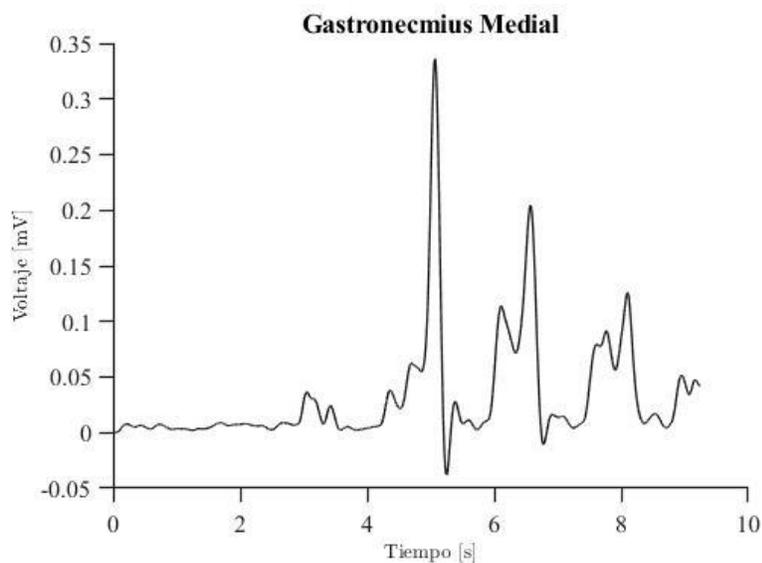


Fig. 30 Envolventes de cada para el músculo Gastrocnemius Medial.

### 3.4.6. Determinación de la co-activación muscular

Para determinar la co-activación muscular, es necesario, definir las parejas antagónicas con las cuales se pretende evaluar el IC, para esto es necesario tener claridad en los movimientos que puede realizar cada uno de los músculos en estudio y cuál es su comportamiento (agonista o antagonista). Es de resaltar, que para poder realizar una comparación más profunda entre el grupo control y el grupo patológico, se tienen en cuenta los músculos y movimientos, más relevantes, tanto de la articulación del tobillo, como de la articulación de la rodilla.

Tras identificar las parejas a trabajar, es necesario observar y comparar los tiempos de respuesta de los músculos verificando el antagonismo y agonismo con los datos de las envolventes.

Para continuar con el proceso del cálculo de IC, es necesario trabajar con la Ecuación 1 y la Ecuación 2, estas ecuaciones son seleccionadas debido a que son la representación de la mayoría de los IC en función de la señal sEMG [19]. La Ecuación 1 evalúa la actividad muscular antagónica dividida por la media entre las activaciones musculares agonistas y antagonistas [19]. Para la Ecuación 2, el IC se obtiene calculando la proporción entre la activación muscular antagonista y agonista según [29].

#### 3.4.6.1. Cálculo IC, método 1:

$$IC_1 = 2 * \frac{EMG_{ANTAGONISTA}}{EMG_{AGONISTA} + EMG_{ANTAGONISTA}} * 100 \quad \text{Ecuación 1}$$

#### 3.4.6.2. Cálculo IC, método 2:

$$IC_2 = \frac{EMG_{ANTAGONISTA}}{EMG_{AGONISTA}} * 100 \quad \text{Ecuación 2}$$

Los valores de IC obtenidos con estas ecuaciones, deben ser verificados y estudiados estadísticamente.

### 3.4.7. Análisis estadístico

Este análisis se realiza a partir del software estadístico SPSS, el cual permite dar respuesta a las dos preguntas de investigación planteadas para este estudio. La primera, sobre los datos obtenidos para el grupo control vs. el grupo patológico. Y la segunda, sobre los dos métodos utilizados para encontrar el coeficiente de co-contracción.

En primera instancia se crea una base de datos donde en las filas se relacionan las parejas antagonistas, donde un músculo se comporta como antagonista y el otro como agonista y las columnas son los participantes de cada uno de los grupos.

#### 3.4.7.1. *Medidas fisiológicas cuantitativas de los participantes*

Para iniciar con el análisis estadístico, es necesario contar con las medidas fisiológicas cuantitativas del grupo control y del grupo patológico, para esto, es necesario contar con la media, valores mínimos, valores máximos y desviación estándar, de las siguientes medidas:

- ✓ Edad
- ✓ Talla
- ✓ Peso
- ✓ Índice de masa corporal (IMC)

#### 3.4.7.2. *Medidas descriptivas Sujetos*

Inicialmente, para obtener más información sobre cada una de las señales se encuentran las medidas descriptivas, las cuales serán utilizadas para analizar los resultados. Las siguientes son las medidas obtenidas para cada una de las relaciones de movimientos realizados por los grupos musculares antagonistas alrededor del tobillo y de la rodilla:

- ✓ Valor mínimo de las muestras
- ✓ Valor máximo de las muestras
- ✓ Media
- ✓ Desviación estándar

#### 3.4.7.3. *Comparación de medias*

La comparación de medias se hace con el fin de determinar si la diferencia entre la co-activación del grupo control y el grupo patológico, y la diferencia entre la co-activación evaluada con el método 1 y el método 2, se debe a algo más que el azar. [55] Para esta comparación se utiliza la prueba T-Student para muestras independientes.

##### 3.4.7.3.1. *Grupo control vs. Grupo patológico*

Debido a la comparación que se desea determinar, diferencia entre la co-activación entre los grupos de trabajo, es necesario poner como filas cada una de las parejas de músculos antagonísticos que intervienen en los diferentes movimientos; y en las columnas, los valores obtenidos para la co-activación para los grupos en estudio.

##### 3.4.7.3.2. *Método 1 vs. Método 2*

Debido a la comparación que se desea determinar, comparar la diferencia entre los métodos, es necesario tener como filas cada una de las parejas de músculos antagonísticos que intervienen en los diferentes movimientos, y en las columnas, los valores obtenidos para la co-activación con cada uno de los métodos evaluados.

#### 3.4.7.4. *Correlación entre método 1 y método 2*

La prueba de correlación se hace con el fin de cuantificar la dependencia lineal entre dos variables, es decir, define el grado de intensidad y sentido de relación entre dos variables [56]. Esta prueba se realiza con los datos obtenidos de los dos métodos para cada pareja de músculos antagonísticos estudiado en cada movimiento realizado por la articulación del tobillo y la articulación de la rodilla.

Lo primero que se debe realizar es el hallazgo de la normalidad de las variables realizada mediante la prueba Shapiro-Wilk identificando la muestra en valores menores a 50 datos. En seguida, se implementa la prueba de correlación bi-variada. De acuerdo al resultado de normalidad, se utiliza la prueba Spearman (variables no-normales) o Pearson (variables normales).

## 4. RESULTADOS

### 4.1. Revisión bibliográfica

Como se mencionó anteriormente, lo primero que se realiza es la revisión de literatura sobre los músculos del miembro inferior, focalizados en los que se encuentran alrededor del tobillo. Este miembro está compuesto por, aproximadamente, 50 músculos, divididos, dependiendo la localización, en cuatro regiones: músculos de la pelvis, músculos del muslo, músculos de la pierna y músculos del pie. Además, se pueden clasificar dependiendo la ubicación, si son superficiales o profundos; por la función, si son flexores, extensores, aductores, abductores, pronadores o supinadores. [10] Adicionalmente, se pueden clasificar como músculos agonistas, antagonistas, sinergistas y estabilizadores.

Para el caso de este estudio, dado que se busca identificar los principales músculos que intervienen en la marcha y evaluar su co-activación utilizando sEMG, se escoge trabajar con ocho (8) músculos superficiales ubicado en muslo, pierna y pie; que son relevantes en la locomoción humana. Estos músculos se presentan a continuación:

1. **Vastus Medialis** (Fig. 31<sup>12</sup>): Este músculo está ubicado en la región del muslo, es la porción más cercana a la línea media del cuerpo, del músculo cuádriceps femoral, sus fibras van hacia abajo y adelante en un ángulo de 15° al eje longitudinal del fémur. Está situado entre el vasto externo e interno, se origina en la cara lateral y anterior del fémur, está insertado en el borde superior de la rótula y el borde interno del tendón del cuádriceps femoral. Este músculo contribuye a la estabilidad a la rótula durante la extensión de la articulación de la rodilla, la cual es su función principal. [57] [58] [59]

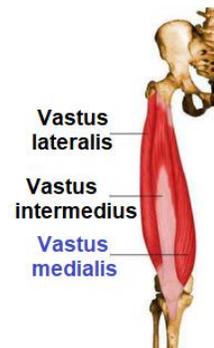


Fig. 31: Vastus medialis

2. **Rectus Femoris** (Fig. 32<sup>13</sup>): Este músculo está ubicado en la parte frontal del muslo, hace parte del cuádriceps femoral, sus fibras van hacia abajo. Está situado en la parte anterior del cuádriceps, está por encima del Vastus intermedius, y la parte medial superior del Vastus lateralis y Vastus medialis; se origina en la espina ilíaca inferior anterior y en la parte superior del ilio superior al acetábulo, está insertado en el borde superior de la rótula y el borde interno del tendón del cuádriceps femoral. Este músculo es biarticular, es decir, que actúa en la acción de dos articulaciones (cadera y rodilla), su función principal es extender y dar estabilidad a la articulación de la rodilla. [60] [61] [62]

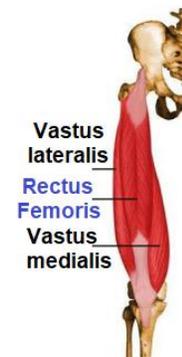


Fig. 32: Rectus Femoris

<sup>12</sup> Imagen extraída y modificada de:

<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/Modulos%202011/MUSCULOS%20MIEMBRO%20INFERIOR%202011.pdf> – Página 8

<sup>13</sup> Imagen extraída y modificada de:

<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/Modulos%202011/MUSCULOS%20MIEMBRO%20INFERIOR%202011.pdf> – Página 8

3. **Bíceps Femoral** (Fig. 33<sup>14</sup>): Este músculo está ubicado en la parte posterior y posterolateral del muslo, forma parte del compartimiento posterior, cuenta con una cabeza corta y una cabeza larga. La primera de estas se origina en el tercio inferior de la línea áspera del fémur, mientras que la segunda se origina en la tuberosidad isquiática del isquion; las dos cabezas se unen distalmente, en la cara posterior de la rodilla y se insertan, principalmente, en la cabeza del peroné. La función principal de la cabeza corta es la de flexionar la articulación de la rodilla, a su vez la cabeza larga tiene como función flexionar la articulación de la rodilla y extender la articulación de la cadera. [60] [61]



Fig. 33: Bíceps Femoral

4. **Tibialis anterior** (Fig. 34<sup>15</sup>): Este es un músculo grueso, el cual está ubicado en la pierna, en la parte lateral o externa de la tibia, es parte del compartimiento anterior de la parte inferior de la pierna, sus fibras se extienden verticalmente hacia abajo y terminan en un tendón que aparece en el tercio medio de la pierna. Es un músculo superficial, el cual permite la flexión e inversión del tobillo, el Tibialis anterior se origina en los dos tercios superiores de la cara externa de la tibia y se inserta en la cara plantar de la primera cuña y la base del primer metatarsiano del pie. [61] [63]



Fig. 34: Tibialis anterior

5. **Peroneus Longus** (Fig. 35<sup>16</sup>): Este es un músculo superficial, que está ubicado en la parte lateral de la pierna, al lado del Peroneus Brevis, forma parte del compartimiento lateral de la parte exterior de la pierna. El Peroneus Longus se origina en los dos tercios superiores del eje lateral del peroné, cabeza del peroné y articulación tibiofibular superior, su inserción se da en el primer metatarsiano del pie y en el cuneiforme medial. La función principal de este músculo es la flexión plantar y eversión del tobillo, adicionalmente, su función específica es equilibrar el peso del ser humano en un pie. [61] [64]

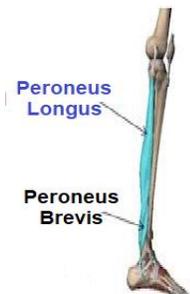


Fig. 35: Peroneus Longus

<sup>14</sup> Imagen extraída y modificada de:

<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/Modulos%202011/MUSCULOS%20MIEMBRO%20INFERIOR%202011.pdf> – Página 11

<sup>15</sup> Imagen extraída y modificada de:

<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/Modulos%202011/MUSCULOS%20MIEMBRO%20INFERIOR%202011.pdf> – Página 13

<sup>16</sup> Imagen extraída y modificada de: <http://minneapolisrunning.com/condition-overview-peroneal-tendinosis/>

6. **Gastrocnemius** (Fig. 36<sup>17</sup>): Este es un músculo superficial de dos cabezas (Medial y Lateral), ubicado en la parte posterior de la pierna, se extiende encima de la rodilla hasta el talón, es un músculo biarticular, que actúa en acción de la articulación de la rodilla y la articulación del tobillo, se encuentra en la superficie del músculo Soleus. Este músculo está separado en dos mitades, es bipenado, es decir, el tendón se inserta por el medio del vientre y hacia los lados están los fascículos musculares. La función principal del Gastrocnemius es la flexión plantar y es el motor principal de la propulsión al inicio de la marcha, además este músculo contribuye en la flexión de la rodilla. [61] [65]

- a. **Gastrocnemius Lateralis:** Esta cabeza del Gastrocnemius se origina en el cóndilo lateral del fémur y en la cápsula de la articulación de la rodilla, su inserción se da en la parte media de la superficie posterior del calcáneo. [61]
- b. **Gastrocnemius Medialis:** Esta cabeza del Gastrocnemius se origina en el cóndilo medial del fémur y en la cápsula de la articulación de la rodilla, su inserción se da en la parte media de la superficie posterior del calcáneo. [61]

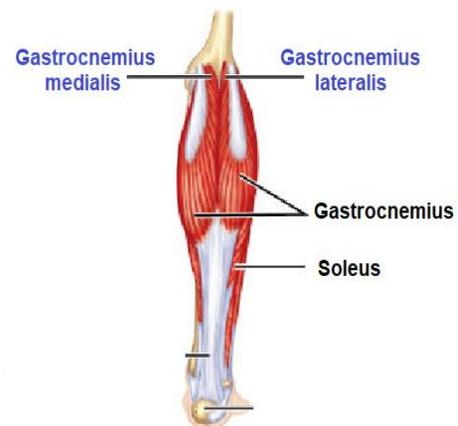


Fig. 36: Gastrocnemius

7. **Soleus** (Fig. 37<sup>18</sup>): Es un músculo ubicado en la parte posterior de la pierna, está por debajo y detrás del Gastrocnemius, músculo con el que está conectado, las caras laterales del Soleus predominan en los lados de la parte inferior del Gastrocnemius. El Soleus se origina debajo de la línea oblicua posterior de la tibia, cabeza del peroné y en el tercio proximal posterior del peroné, su inserción se da en la cara profunda del tendón del músculo tríceps, su función es la extensión del pie y la elevación del talón en la bipedestación, este músculo ayuda a bombear la sangre de las piernas al corazón y es relevante en la postura bípeda, dado que este se encarga de dar estabilidad al tobillo, evitando que el cuerpo se vaya hacia adelante cuando se está estático. [61] [66]



Fig. 37: Soleus

A continuación, se presenta una tabla (Tabla 3) en la que se resume la función principal de cada uno de los músculos escogidos y en qué etapa del ciclo de la marcha interviene.

<sup>17</sup> Imagen extraída y modificada de: [https://medicine.academic.ru/128954/head\\_of\\_muscle](https://medicine.academic.ru/128954/head_of_muscle)

<sup>18</sup> Imagen extraída de: <https://www.foot-pain-explored.com/soleus.html>

Tabla 3: Información músculos escogidos

	<b>Acción</b>	<b>Ciclo de la marcha</b>
Vastus Medialis	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensión de la rodilla</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fase de contacto inicial.</li> <li>• Fase inicial de apoyo.</li> <li>• Balanceo terminal.</li> </ul>
Rectus Femoris	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extensión de la rodilla</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fase de contacto inicial.</li> <li>• Fase inicial de apoyo.</li> <li>• Balanceo terminal.</li> </ul>
Bíceps Femoral	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexión de la rodilla</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fase de contacto inicial.</li> <li>• Fase inicial de apoyo.</li> </ul>
Tibialis Anterior	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexión dorsal (extensión del pie)</li> <li>• Inversión del pie</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fase de contacto inicial.</li> <li>• Fase inicial de apoyo.</li> <li>• Balanceo medio.</li> <li>• Balanceo terminal.</li> </ul>
Peroneus Longus	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Eversión del pie</li> <li>• Flexión plantar (Flexión del pie)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fase media de apoyo.</li> </ul>
Gastrocnemius	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexión plantar (Flexión del pie)</li> <li>• Inversión del pie</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fase final de apoyo.</li> <li>• Fase previa de oscilación.</li> </ul>
Soleus	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexión plantar (Flexión del pie)</li> <li>• Inversión del pie</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fase media de apoyo.</li> <li>• Fase final de apoyo.</li> </ul>

A continuación, se presentan las parejas de músculos antagonicos (Tabla 4 y Tabla 5), según el movimiento que estos realizan, esta relación es importante para determinar la co-activación muscular.

Tabla 4: Músculos antagonicos del tobillo

<b>Eversión – Inversión</b>	
Peroneus Longus	Tibialis anterior Gastrocnemius Soleus
<b>Flexo-Extensión</b>	
Gastrocnemius Soleus Peroneus Longus	Tibialis anterior

Tabla 5: Músculos antagonicos de la rodilla

<b>Flexo-Extensión</b>	
Bíceps Femoral	Vastus Medialis Rectus Femoris

#### 4.2. Creación del protocolo

Con base a lo anterior, se presenta el protocolo diseñado y empleado para para obtener las señales electromiográficas necesarias para el desarrollo del proyecto. Cabe resaltar que

para encontrar los datos de co-activación, es necesario realizar la toma de datos a partir de electromiografía de superficie, las señales obtenidas permitirán evaluar los índices de co-contracción de cada músculo evaluado.

## Protocolo de trabajo del proyecto

---

### ***Registro y caracterización del movimiento de miembro inferior durante la marcha para evaluar la estabilidad de la rodilla y la co-activación muscular al rededor del tobillo.***

#### **Investigador Responsable:**

**Ing. Laura B. Barón, Ing. Daniela Hernández, Ing. M. Natalia Ochoa.** Facultad de Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito – Universidad del Rosario.

#### **Grupo colaborador:**

**PhD. Luis E. Rodríguez Cheu, Ing. Alexander Sierra.** Facultad de Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito

#### **Resumen**

*El objetivo de este estudio es analizar los parámetros espacio – temporales de la marcha humana, en relación con la co-activación de los músculos relacionados con el tobillo y la estabilidad de la rodilla en individuos sanos e individuos con lesión en el ligamento lateral externo. Adicionalmente, se busca evaluar la efectividad de las bandas adhesivas KT tape para estabilizar las lesiones en el ligamento lateral externo de la rodilla.*

*La coactivación de los músculos del tobillo se analizará a partir de las señales de electromiografía de superficie (sEMG). Para esto se van a adquirir los registros de sEMG de los músculos más representativos que actúan sobre el tobillo durante los siguientes casos de estudio: marcha en pacientes sanos y marcha en pacientes con lesión en el ligamento lateral externo. Se realizará un post-procesamiento con el fin de implementar un algoritmo que permita calcular el gasto energético de cada uno de los músculos del tobillo y un análisis comparativo de los parámetros biomecánicos de la marcha en pacientes con lesión en ligamento lateral externo, sanos y utilizando la KT tape en la rodilla.*

*Es de resaltar, que este protocolo permite evaluar tanto la co-activación muscular alrededor del tobillo, como la estabilidad de la rodilla con lesión de ligamento lateral externo y uso de cinta KT tape. La evaluación referente al tobillo está a cargo de las investigadoras Natalia Ochoa y Daniela Hernández, mientras que la evaluación alusiva a la rodilla, está a cargo de la investigadora Laura Barón.*

#### **Objetivos**

##### **General**

Registrar y caracterizar el movimiento de miembro inferior durante la marcha para evaluar la estabilidad de la rodilla con el vendaje adhesivo KT tape en pacientes con lesión en el ligamento lateral externo y la coactivación muscular al rededor del tobillo del mismo usuario.

##### **Específicos**

- Evaluar el índice de co-activación y co-contracción muscular en el tobillo durante la marcha humana.

- Obtener registros de electromiografía de superficie, los cuales permitan evaluar la co-activación muscular.
- Evaluar los parámetros biomecánicos espacio – temporales de la marcha en un grupo de control sin lesiones de miembro inferior y un grupo de participantes con lesión de ligamento lateral externo.
- Validar el uso de la cinta KT tape en la estabilización de la articulación de la rodilla en pacientes con lesiones de ligamento lateral externo.
- Implementar el protocolo para determinar si los parámetros biomecánicos espacio – temporales de la marcha, el índice de co-activación y co-contracción muscular varían en los dos grupos de trabajo

### **Problemática**

En los deportistas es muy común que sufran de lesiones en la rodilla que afecten sus ligamentos ocasionando dolor y pérdida de la estabilidad de la rodilla. Los procedimientos quirúrgicos de reparación y reconstrucción de ligamentos no son del todo eficaces y pueden dejar secuelas que afecten la vida cotidiana de una persona. En este proyecto se propone evaluar la efectividad de las cintas KT tape como alternativa para el tratamiento de la estabilización de la rodilla en las lesiones de ligamento externo lateral sin la necesidad de realizar cirugía, así como el cambio en la coactivación muscular alrededor del tobillo en una persona sana y una persona con dicha patología.

### **Tipo de intervención de investigación**

Este protocolo incluirá un protocolo de medidas no invasivas durante la marcha.

### **Selección de participantes**

En este estudio se utilizará una muestra no aleatoria sobre la base de personas que deseen participar voluntariamente en el estudio. Estos serán seleccionados teniendo en cuenta su estado de salud y condiciones físicas.

#### ***Criterios de inclusión***

Participantes que hayan cumplido la mayoría de edad legal colombiana (18 años), los cuales presenten ruptura parcial del ligamento lateral externo de la rodilla, voluntarios, conscientes de los riesgos y molestias que pueda causar el experimento y que tengan plena capacidad de leer, entender y firmar el consentimiento informado, previamente avalado por el comité de ética.

#### ***Criterios de exclusión***

Participantes que presenten ruptura parcial o total de ligamento posterior o anterior de la rodilla, que tengan dificultad de realizar las pruebas establecidas (caminar sobre una plataforma de fuerza), que no hayan cumplido la mayoría de edad legal colombiana (18 años), que estén bajo los efectos del alcohol, drogas o cualquier tipo de alucinógeno y/o que padezcan algún tipo de discapacidad cognitiva que los impida ser voluntarios, leer, entender y firmar un consentimiento informado.

#### ***Lugar de trabajo***

La toma de datos y el post-procesamiento de los mismos, se realizarán en el laboratorio de de análisis del movimiento de la Facultad de Ingeniería Biomédica de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, ubicado en la AK 45 No. 205-59, edificio I, salón I1-303.

## Metodología

Con cada uno de los participantes se realizarán tres registros con ayuda de un sistema de captura de movimiento, para esto es importante tener en cuenta que:

- El tiempo empleado en cada prueba es de, aproximadamente, 60 minutos.
- La velocidad de marcha sobre la plataforma está definida por la marcha natural de cada paciente.

Tras adquirir los datos de cada uno de los participantes, se les hará un post-procesamiento con el fin de implementar dos algoritmos que permitan calcular los índices de co-contracción, factores determinantes para la co-activación muscular alrededor del tobillo. Así como para, realizar un análisis comparativo de los parámetros biomecánicos. Tras esto, se realizará un análisis de los parámetros espacio – temporales de la marcha humana, en relación con la co-activación de los músculos relacionados con el tobillo y la estabilidad de la rodilla, también se evaluará la efectividad de las bandas adhesivas KT tape para estabilizar las lesiones en el ligamento lateral externo de la rodilla.

### ***Análisis de parámetros espacio-temporales de la marcha:***

#### ***Posicionamiento de marcadores reflectivos***

Para la toma de datos el participante caminará sobre un piso plano de 10m de longitud, con 22 marcadores reflectivos ubicados según el protocolo de Davis [67], en este protocolo los marcadores se colocan, estratégicamente, sobre las prominencias óseas del cuerpo.

#### *Preparación del sujeto*

Inicialmente se debe evaluar el peso (Kg) y la altura(cm) del sujeto, el siguiente paso es tomar las medidas antropométricas del paciente, siguiendo los pasos a continuación:

- Amplitud del ASIS
- Diámetro de la rodilla
- Profundidad de la pelvis
- Longitud de la pierna
- Anchura del maléolo

Para este estudio solo se analizarán los marcadores que abarquen el área de la pelvis hasta los pies, los marcadores se colocan en los siguientes locales, mostrados en la Figura 1<sup>19</sup>:

Pelvis:

- En ASIS: R ASIS - L ASIS
- En correspondencia con la segunda vértebra sacra: SACRUM
- Muslo
  - En trocánter grande: R THIGH - L THIGH
  - En cóndilo femoral lateral: R KNEE1- L KNEE 1
  - En barra lateral sujeto al muslo: R BAR1 - L BAR1.
- Vástago
  - En cabeza del peroné: R KNEE 2 - L KNEE 2
  - En maléolo lateral: R MALL - L MALL
  - En Barra lateral sujeta al muslo con una correa adaptable: R BAR 2- L BAR 2

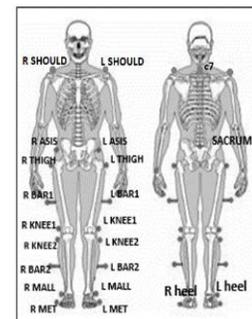


Figura. 1 Posicionamiento de marcadores de acuerdo al protocolo de Davis

<sup>19</sup> Imagen extraída de: Davis Heel Protocol

- Pie
  - En la cabeza del quinto metatarsiano R MET – L MET
  - Marcadores hemisféricos en el talón: R HEEL - L HEEL

Para verificar el correcto posicionamiento de los marcadores se le pide al paciente que permanezca en posición ortostática por aproximadamente 5 segundos, si necesario se deben reacomodar los marcadores.

### ***Estudio de la co-activación muscular, utilizando sEMG***

#### ***Forma del electrodo***

Un electrodo es un conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito, por ejemplo, un semiconductor. La forma del electrodo puede ser circular (ovalado) o rectangular (cuadrado), pero la forma de este no genera gran diferencia en el rendimiento y en el área de este, la cual está definida por la parte conductora del electrodo.

#### ***Tamaño del electrodo***

Los electrodos circulares tienen un diámetro de 10 mm, aproximadamente, y son los más utilizados en aplicaciones clínicas. Para el caso de los sensores bipolares, el tamaño del electrodo debe ser lo suficientemente grande como para poder registrar un grupo razonable de unidades motoras, pero lo suficientemente pequeño para evitar la interferencia de otros músculos. Para el uso dado en este estudio, será práctico tener solo un tipo de electrodo del mismo tamaño para todas las grabaciones de electromiografía superficial que se realicen.

#### ***Distancia entre los electrodos***

La distancia está definida como el espacio, considerado desde una perspectiva lineal, entre el centro del área conductora de cada uno de los electrodos bipolares. Se recomienda ubicar los electrodos bipolares de sEMG con una distancia entre electrodo de 20 mm.

Cuando se ubican los electrodos bipolares en músculos, relativamente, pequeños, la distancia entre estos no debe superar  $\frac{1}{4}$  de la longitud de la fibra muscular. De esta manera, se evitan grabaciones inestables, debido a los efectos de la placa motora y el tendón.

#### ***Material del electrodo***

El material del electrodo que forma la capa de contacto con la piel necesita realizar un buen contacto, por lo que requiere una baja impedancia electrodo piel y un comportamiento “estable” en el tiempo (es decir respecto a la impedancia y reacciones químicas en la interfase cutánea).

Los electrodos Ag / AgCl son los más usados y recomendados para utilizar en la práctica. Pues estos proporcionan una transición estable con ruido relativamente bajo. El gel del electrodo y la pasta se utilizan para reducir la impedancia de electrodo-piel. Existen dos tipos de electrodos los pre-gelificados y los no gelificados, pero el rendimiento de estos no puede ser comparable.

### **Construcción del sensor**

Se define como la construcción (mecánica) aquella que es utilizada para integrar los electrodos, los cables, y en caso de ser necesario, el pre-amplificador. Se espera que la construcción no afecte, directamente, las características de la señal electromiográfica. Sin embargo, existen factores extrínsecos que pueden perturbar o interferir con el patrón de sEMG registrado. Sí la construcción del sensor es tal que los electrodos y los cables puedan moverse, el riesgo de que se generen artefactos por movimiento (debido al tirón de los cables o la inercia de la construcción) aumenten.

SENIAM recomienda una construcción de distancia fija, con material ligero. Los cables deben ser fijados con cinta o bandas elásticas (doble faz) de tal forma que los artefactos de tracción se puedan evitar. Sí en la contracción muscular el sensor produce demasiados artefactos de movimiento, los electrodos se deben fijar utilizando cinta o anillos (doble faz).

### **Selección del sensor sEMG**

El sensor está definido por el conjunto de electrodos, la construcción de estos y el amplificador integrado, en caso de ser necesario. Es importante, para un buen registro electromiográfico, seleccionar el tipo, forma, tamaño, distancia entre los electrodos, material y construcción; más adecuado para los resultados esperados.

El tipo de sensor puede ser monopolar, bipolar, o dimensional (1D o 2D). La forma puede ser circular, ovalada, cuadrada, rectangular o como clavija. El tamaño puede variar de una superficie de 1mm – 2mm, a un diámetro de varios centímetros. La distancia entre electrodos, también, puede variar entre 1 mm y varios centímetros. El electrodo puede ser de Ag, AgCl, Ag / AgCl, Au, etc.

### **Preparación de la piel**

Después de la selección del sensor, la piel del paciente debe prepararse para obtener un buen contacto electrodo-piel. Un buen contacto es de gran importancia para obtener una buena grabación de la señal electromiográfica (en términos de amplitud), reducir artefactos e interferencias, disminuir el riesgo de desequilibrio entre electrodos.

Las recomendaciones para la preparación de la piel son: rasurar al paciente en la superficie donde se colocarán los electrodos, limpiar con alcohol y dejar que este se vaporice, para así tener el área seca y sin barreras antes de la colocación del electrodo.



Figura. 2 Preparación de la piel

### **Posicionamiento de los electrodos**

A continuación, se puede encontrar una tabla para cada uno de los músculos en estudio, con el fin de tener la información básica de este y una guía de cómo localizarlos para posicionar los electrodos de superficie [67]. Además, se presenta el orden en el que se deben ubicar los sensores de electromiografía.

1. Vastus Medialis
2. Rectus Femoris
3. Bíceps Femoral
4. Tibialis anterior
5. Peroneus Longus
6. Gastrocnemius lateralis
7. Gastrocnemius medialis
8. Soleus

<b>MÚSCULO</b>	
<b>NOMBRE</b>	Vastus Medialis
<b>ANATOMÍA DEL MÚSCULO</b>	
<b>ORIGEN</b>	La mitad distal de la línea intertrocantérea, el labio medial de la línea áspera, la parte proximal de la línea supracondilar medial, los tendones del aductor largo y el aductor mayor y el tabique intermuscular medial.
<b>INSERCIÓN</b>	Borde proximal de la rótula ya través del ligamento patelar.
<b>FUNCIÓN</b>	Extensión de la articulación de la rodilla.
<b>POSICIÓN INICIAL</b>	Sentado en una mesa con las rodillas en ligera flexión y la parte superior del cuerpo ligeramente flexionada hacia atrás.
<b>TAMAÑO DEL ELECTRODO</b>	10 mm
<b>DISTANCIA DEL ELECTRODO</b>	20 mm
<b>UBICACIÓN DEL ELECTRODO</b>	
<b>LOCALIZACIÓN</b>	Los electrodos deben colocarse al 80% en la línea entre la espina iliaca superior anterior y el espacio de la articulación frente al borde anterior del ligamento medial.
<b>ORIENTACIÓN</b>	Casi perpendicular a la línea entre la espina iliaca superior anterior y el espacio articular delante del borde anterior del ligamento medial.
<b>FIJACIÓN A LA PIEL</b>	Cintas / anillos (doble cara) o banda elástica.
<b>ELECTRODO DE REFERENCIA</b>	Sobre / alrededor del tobillo o el proc. girar. de C7.
<b>PRUEBA CLÍNICA</b>	Extienda la rodilla sin girar el muslo mientras aplica presión contra la pierna por encima del tobillo en la dirección de flexión.

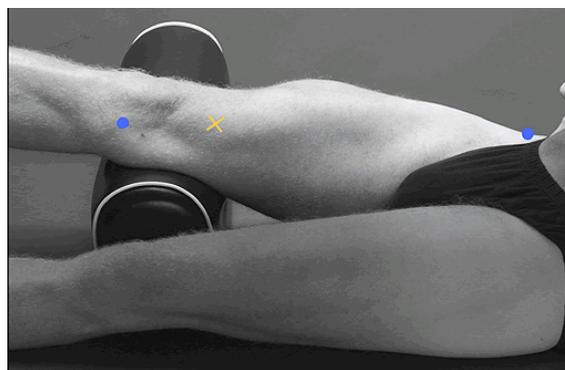


Figura. 3 Vastus medialis<sup>20</sup>

<sup>20</sup> Imagen extraída de: [http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc05\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc05_large.gif)

<b>MÚSCULO</b>	
<b>NOMBRE</b>	Rectus Femoris
<b>ANATOMÍA DEL MÚSCULO</b>	
<b>ORIGEN</b>	Cabeza recta de la espina ilíaca inferior anterior. Cabeza reflejada desde la ranura por encima del borde del acetábulo.
<b>INSERCIÓN</b>	Borde proximal de la rótula ya través del ligamento patelar.
<b>FUNCIÓN</b>	Extensión de la articulación de la rodilla y flexión de la articulación de la cadera.
<b>POSICIÓN INICIAL</b>	Sentado en una mesa con las rodillas en ligera flexión y la parte superior del cuerpo ligeramente flexionada hacia atrás.
<b>TAMAÑO DEL ELECTRODO</b>	10 mm
<b>DISTANCIA DEL ELECTRODO</b>	20 mm
<b>UBICACIÓN DEL ELECTRODO</b>	
<b>LOCALIZACIÓN</b>	Los electrodos deben colocarse al 50% en la línea desde la espina anterior iliaca superior a la parte superior de la rótula.
<b>ORIENTACIÓN</b>	En la dirección de la línea de la espina anterior iliaca superior a la parte superior de la rótula.
<b>FIJACIÓN A LA PIEL</b>	Cintas / anillos (doble cara) o banda elástica.
<b>ELECTRODO DE REFERENCIA</b>	Sobre / alrededor del tobillo o el proc. girar. de C7.
<b>PRUEBA CLÍNICA</b>	Extienda la rodilla sin girar el muslo mientras aplica presión contra la pierna por encima del tobillo en la dirección de flexión.

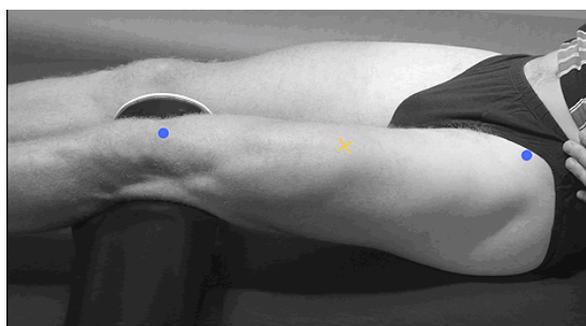


Figura. 4 Rectus Femoris<sup>21</sup>

<sup>21</sup> Imagen extraída de: [http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc04\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc04_large.gif)

<b>MÚSCULO</b>	
<b>NOMBRE</b>	Bíceps femoral
<b>ANATOMÍA DEL MÚSCULO</b>	
<b>ORIGEN</b>	Cabeza larga: parte distal del ligamento sacrotuberoso y parte posterior de la tuberosidad. Cabeza corta: labio lateral de la línea ósea, 2/3 proximales de la línea supracondílea y tabique intermuscular lateral.
<b>INSERCIÓN</b>	Lado lateral de la cabeza del peroné, cóndilo lateral de la tibia, fascial profundo en el lado lateral de la pierna.
<b>FUNCIÓN</b>	Flexión y rotación lateral de la articulación de la rodilla. La cabeza larga también se extiende y ayuda a la rotación lateral de la articulación de la cadera.
<b>POSICIÓN INICIAL</b>	Recostado boca abajo con el muslo boca abajo sobre la mesa y las rodillas flexionadas (a menos de 90 grados) con el muslo en una ligera rotación lateral y la pierna en una ligera rotación lateral con respecto al muslo.
<b>TAMAÑO DEL ELECTRODO</b>	10 mm
<b>DISTANCIA DEL ELECTRODO</b>	20 mm
<b>UBICACIÓN DEL ELECTRODO</b>	
<b>LOCALIZACIÓN</b>	Los electrodos deben colocarse al 50% en la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia.
<b>ORIENTACIÓN</b>	En la dirección de la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia.
<b>FIJACIÓN A LA PIEL</b>	Cintas / anillos (doble cara) o banda elástica.
<b>ELECTRODO DE REFERENCIA</b>	Sobre / alrededor del tobillo o el proc. girar. de C7.
<b>PRUEBA CLÍNICA</b>	Presione contra la pierna proximal al tobillo en la dirección de la extensión de la rodilla.



Figura. 5 Bíceps femora<sup>22</sup>

<sup>22</sup> Imagen extraída de: [http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc07\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/UpperLegLoc07_large.gif)

<b>MÚSCULO</b>	
<b>NOMBRE</b>	Tibialis anterior
<b>ANATOMÍA DEL MÚSCULO</b>	
<b>ORIGEN</b>	Cóndilo lateral y 1/2 proximal de la superficie lateral de la tibia, membrana interósea, fascia profunda y tabique intermuscular lateral.
<b>INSERCIÓN</b>	Superficie medial y plantar del hueso cuneiforme medial, base del primer hueso metatarsiano.
<b>FUNCIÓN</b>	Dorsiflexión de la articulación del tobillo y asistencia en la inversión del pie.
<b>POSICIÓN INICIAL</b>	Supino o sentado
<b>TAMAÑO DEL ELECTRODO</b>	10 mm
<b>DISTANCIA DEL ELECTRODO</b>	20 mm
<b>UBICACIÓN DEL ELECTRODO</b>	
<b>LOCALIZACIÓN</b>	Los electrodos deben colocarse a 1/3 en la línea entre la punta del peroné y la punta del maléolo interno.
<b>ORIENTACIÓN</b>	En la dirección de la línea entre la punta del peroné y la punta del maléolo interno.
<b>FIJACIÓN A LA PIEL</b>	Cintas / anillos (doble cara) o banda elástica.
<b>ELECTRODO DE REFERENCIA</b>	Sobre / alrededor del tobillo o el proc. girar. de C7.
<b>PRUEBA CLÍNICA</b>	Apoye la pierna justo por encima de la articulación del tobillo con la articulación del tobillo en flexión dorsal y el pie en la inversión sin la extensión del dedo gordo. Aplique presión contra el lado medial, la superficie dorsal del pie en la dirección de la flexión plantar de la articulación del tobillo y la eversión del pie.

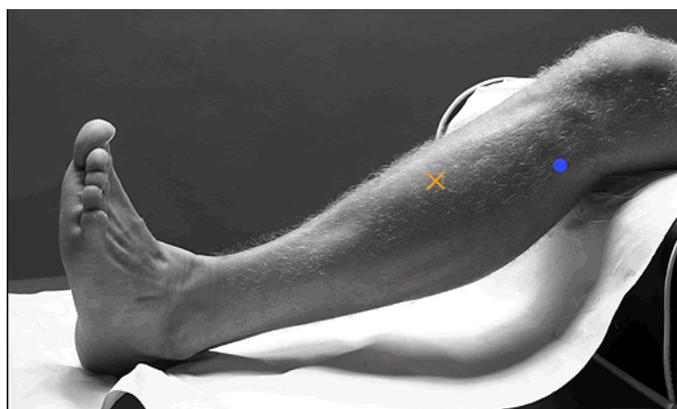


Figura. 6 Tibialis anterior<sup>23</sup>

<sup>23</sup> Imagen extraída de: [http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc01\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc01_large.gif)

<b>MÚSCULO</b>	
<b>NOMBRE</b>	Peroneus Longus
<b>ANATOMÍA DEL MÚSCULO</b>	
<b>ORIGEN</b>	El cóndilo lateral de la tibia, la cabeza y los 2/3 proximales de la superficie lateral del peroné, los septos intermusculares y la fascia profunda adyacente.
<b>INSERCIÓN</b>	Lado lateral de la base del primer metatarsiano y del hueso cuneiforme medial.
<b>FUNCIÓN</b>	Eversión del pie y asistencia en flexión plantar de la articulación del tobillo.
<b>POSICIÓN INICIAL</b>	Sentada con extremidad rotada medialmente.
<b>TAMAÑO DEL ELECTRODO</b>	10 mm
<b>DISTANCIA DEL ELECTRODO</b>	20 mm
<b>UBICACIÓN DEL ELECTRODO</b>	
<b>LOCALIZACIÓN</b>	Los electrodos deben colocarse al 25% en la línea entre la punta de la cabeza del peroné y la punta del maléolo lateral.
<b>ORIENTACIÓN</b>	En la dirección de la línea entre la punta de la cabeza del peroné y la punta del maléolo lateral.
<b>FIJACIÓN A LA PIEL</b>	Cintas / anillos (doble cara) o banda elástica.
<b>ELECTRODO DE REFERENCIA</b>	Sobre / alrededor del tobillo o el proc. girar. de C7.
<b>PRUEBA CLÍNICA</b>	Apoye la pierna por encima de la articulación del tobillo. Eversar el pie con flexión plantar de la articulación del tobillo mientras se aplica presión contra el borde lateral y la planta del pie, en la dirección de inversión del pie y la flexión dorsal de la articulación del tobillo.

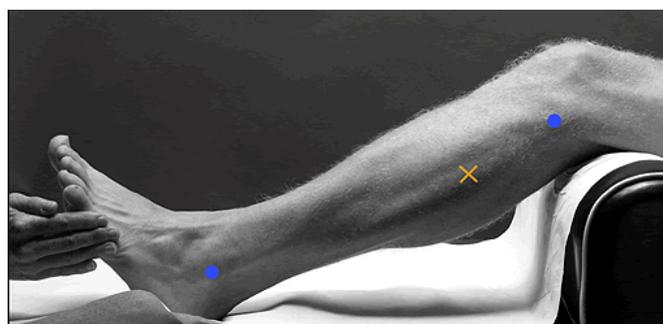


Figura. 7 Peroneus Longus <sup>24</sup>

<sup>24</sup> Imagen extraída de: [http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc02\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc02_large.gif)

<b>MÚSCULO</b>	
<b>NOMBRE</b>	Gastrocnemius lateralis
<b>ANATOMÍA DEL MÚSCULO</b>	
<b>ORIGEN</b>	Cóndilo lateral y superficie posterior del fémur, cápsula de articulación de la rodilla.
<b>INSERCIÓN</b>	Parte media de la superficie posterior del calcáneo.
<b>FUNCIÓN</b>	Flexión de la articulación del tobillo y ayuda a la flexión de la articulación de la rodilla.
<b>POSICIÓN INICIAL</b>	Acostado sobre el vientre con la cara hacia abajo, la rodilla extendida y el pie proyectándose sobre el extremo de la mesa.
<b>TAMAÑO DEL ELECTRODO</b>	10 mm
<b>DISTANCIA DEL ELECTRODO</b>	20 mm
<b>UBICACIÓN DEL ELECTRODO</b>	
<b>LOCALIZACIÓN</b>	Los electrodos deben colocarse a 1/3 de la línea entre la cabeza del peroné y el talón.
<b>ORIENTACIÓN</b>	En la dirección de la línea entre la cabeza del peroné y el talón.
<b>FIJACIÓN A LA PIEL</b>	Cintas / anillos (doble cara) o banda elástica.
<b>ELECTRODO DE REFERENCIA</b>	Sobre / alrededor del tobillo o el proc. girar. de C7.
<b>PRUEBA CLÍNICA</b>	Flexión plantar del pie con énfasis en tirar del talón hacia arriba más que empujar el antepié hacia abajo. Para obtener la presión máxima en esta posición, es necesario aplicar presión contra el antepié y contra el calcáneo.

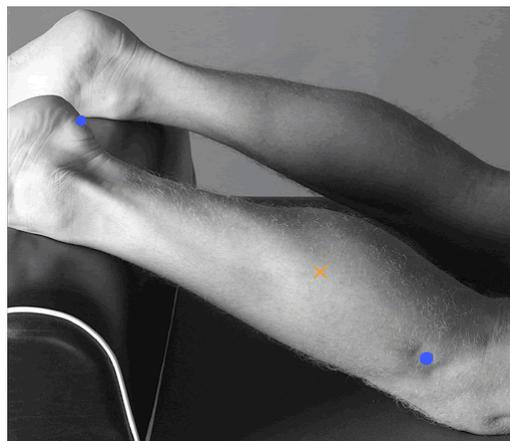


Figura. 8 Gastrocnemius Lateralis<sup>25</sup>

<sup>25</sup> Imagen extraída de: [http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc06\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc06_large.gif)

<b>MÚSCULO</b>	
<b>NOMBRE</b>	Gastrocnemius medialis
<b>ANATOMÍA DEL MÚSCULO</b>	
<b>ORIGEN</b>	Parte proximal y posterior del cóndilo medial y parte adyacente del fémur, cápsula de la articulación de la rodilla.
<b>INSERCIÓN</b>	Parte media de la superficie posterior del calcáneo.
<b>FUNCIÓN</b>	Flexión de la articulación del tobillo y ayuda a la flexión de la articulación de la rodilla.
<b>POSICIÓN INICIAL</b>	Acostado sobre el vientre con la cara hacia abajo, la rodilla extendida y el pie proyectándose sobre el extremo de la mesa.
<b>TAMAÑO DEL ELECTRODO</b>	10 mm
<b>DISTANCIA DEL ELECTRODO</b>	20 mm
<b>UBICACIÓN DEL ELECTRODO</b>	
<b>LOCALIZACIÓN</b>	Los electrodos deben colocarse en el bulto más prominente del músculo.
<b>ORIENTACIÓN</b>	En la dirección de la pierna (ver foto).
<b>FIJACIÓN A LA PIEL</b>	Cintas / anillos (doble cara) o banda elástica.
<b>ELECTRODO DE REFERENCIA</b>	Sobre / alrededor del tobillo o el proc. girar. de C7.
<b>PRUEBA CLÍNICA</b>	Flexión plantar del pie con énfasis en tirar del talón hacia arriba más que empujar el antepié hacia abajo. Para obtener la presión máxima en esta posición, es necesario aplicar presión contra el antepié y contra el calcáneo.



Figura. 9 Gastrocnemius medialis<sup>26</sup>

<sup>26</sup> Imagen extraída de: [http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc05\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc05_large.gif)

<b>MÚSCULO</b>	
<b>NOMBRE</b>	Soleus
<b>ANATOMÍA DEL MÚSCULO</b>	
<b>ORIGEN</b>	Superficies posteriores de la cabeza del peroné y 1/3 proximales de su cuerpo, línea soleal y 1/3 medio del borde medial de la tibia y el arco tendinoso entre la tibia y el peroné.
<b>INSERCIÓN</b>	Con tendón de gastrocnemio en la superficie posterior del calcáneo.
<b>FUNCIÓN</b>	Flexión plantar de la articulación del tobillo.
<b>POSICIÓN INICIAL</b>	Sentado con la rodilla con una flexión de aproximadamente 90 grados y el talón / pie de la pierna investigada en el suelo.
<b>TAMAÑO DEL ELECTRODO</b>	10 mm
<b>DISTANCIA DEL ELECTRODO</b>	20 mm
<b>UBICACIÓN DEL ELECTRODO</b>	
<b>LOCALIZACIÓN</b>	Los electrodos deben colocarse a 2/3 de la línea entre el condilis medial del fémur y el maléolo medial.
<b>ORIENTACIÓN</b>	En la dirección de la línea entre el condilis medial al maléolo medial.
<b>FIJACIÓN A LA PIEL</b>	Cintas / anillos (doble cara) o banda elástica.
<b>ELECTRODO DE REFERENCIA</b>	Sobre / alrededor del tobillo o el proc. girar. de C7.
<b>PRUEBA CLÍNICA</b>	Coloque una mano en la rodilla y mantenga / empuje la rodilla hacia abajo mientras le pide al sujeto / paciente que levante el talón del piso.

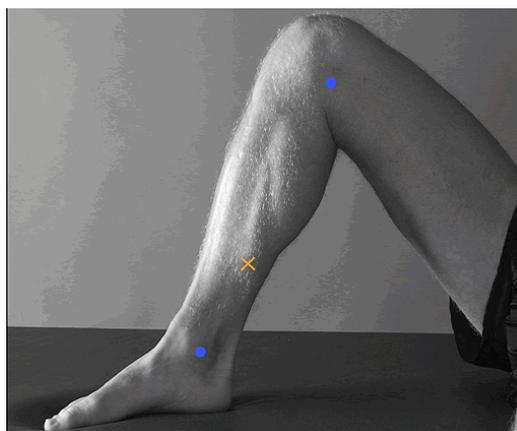


Figura. 10 Soleus<sup>27</sup>

<sup>27</sup> Imagen extraída de: [http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc04\\_large.gif](http://www.seniam.org/images/SEMGlocations/LowerLegLoc04_large.gif)

## **Procedimiento y Protocolo**

Para la metodología se considerarán 15 participantes adultos del género masculino, estos se dividirán en dos grupos descritos a continuación:

1. Grupo de control: este grupo está conformado por 10 hombres sin patologías de miembros inferiores, se evaluarán parámetros biomecánicos de la marcha.
2. Grupo con patología: conformado por 5 hombres con lesión parcial en el ligamento lateral externo que no han sido operados a los cuales se evaluarán parámetros biomecánicos de la marcha.

Adicionalmente, a los voluntarios del grupo 2 se les colocará la banda elástica KT tape con el fin de evaluar si los parámetros biomecánicos de la marcha se ven afectados por esta.

## **Condiciones de vestimenta**

Se requiere que el voluntario utilice, únicamente, bóxer o lycra corta, pegada al cuerpo.

## **Riesgos**

Se pueden presentar los mismos riesgos de cuando se camina, es decir, sufrir una caída.

## **Molestias**

En el estudio se pueden presentar pequeñas molestias por la ubicación de los marcadores y los electrodos de sEMG.

## **Beneficios**

En este estudio no se presentan beneficios directos para usted, sin embargo, la información aportada será de extrema importancia para el cumplimiento del proyecto de investigación. En el futuro este estudio puede llegar a aportar a la rehabilitación y a terapias alternativas para participantes con lesiones en el ligamento lateral externo.

## **Confidencialidad**

El consentimiento informado y los datos personales permanecerán de forma confidencial. Luego, los datos serán utilizados para los fines de este estudio y eventualmente, empleados por otros miembros del Laboratorio de análisis del movimiento, manteniendo, como es debido, el anonimato de todos los participantes. Los datos registrados durante este estudio serán utilizados como material para fines académicos y de investigación (publicaciones, seminarios y/o clases).

## **Derecho a retirarse o negarse**

Usted puede retirarse del estudio en cualquier momento.

## **¿A quién contactar?**

Si tiene alguna pregunta puede hacerla ahora o más tarde, incluso después de haberse iniciado el estudio. Si desea hacer preguntas más tarde, puede contactar a cualquiera de las siguientes personas:

Laura B. Barón	3104772613
Daniela Hernández	3132494720
Natalia Ochoa	3124390428

### 4.3. Determinación de la co-activación muscular

Una vez se procesan los datos se encuentran las gráficas de eversión-inversión, flexo-extensión del tobillo y flexo-extensión de la rodilla. Donde se puede observar el antagonismo y agonismo de los músculos (Tabla 4 y Tabla 5) durante un ciclo de la marcha.

En la Fig. 38, se puede observar la envolvente de la señal de electromiografía para el movimiento de eversión-inversión, entre los músculos Peroneus Longus y Tibialis Anterior, de un participante del grupo control, donde el Peroneus Longus se comporta como músculo antagonista, esto se puede observar debido a que es el que tiene menor actividad al iniciar el movimiento. De igual forma, en la Fig. 39, se puede observar la misma señal, pero en este caso, para un participante del grupo patológico.

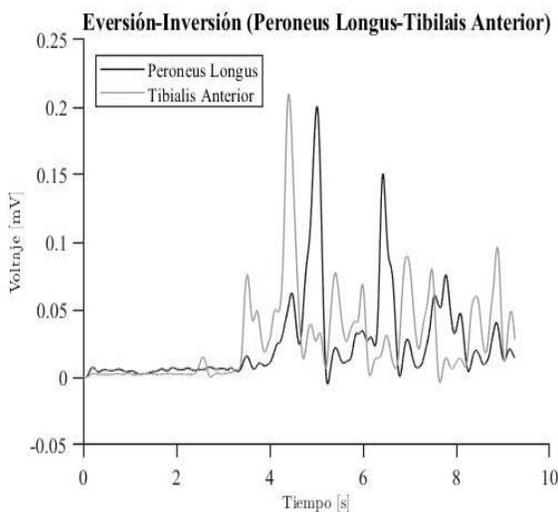


Fig. 38: Eversión-Inversión del tobillo durante un ciclo de la marcha, grupo control

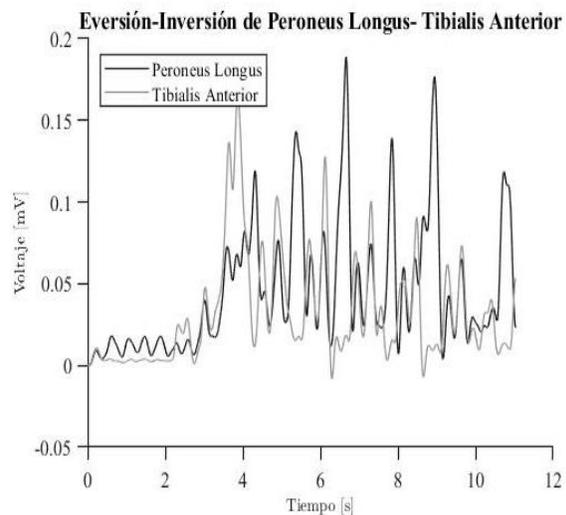


Fig. 39: Eversión-Inversión del tobillo durante un ciclo de la marcha, grupo patológico

En la Fig. 40, se observa la relación entre la envolvente de la señal electromiográfica del Tibialis Anterior y el Gastrocnemius lateral en el movimiento de Flexo-Extensión del tobillo, en un participante del grupo control. Para este movimiento el Gastrocnemius Lateral, se comporta como músculo antagonista, pues es el músculo que presenta menor actividad al inicio del movimiento. Adicionalmente, en la Fig. 41, se puede observar esta misma relación de la pareja muscular antagonista, pero para el caso de un participante del grupo patológico.

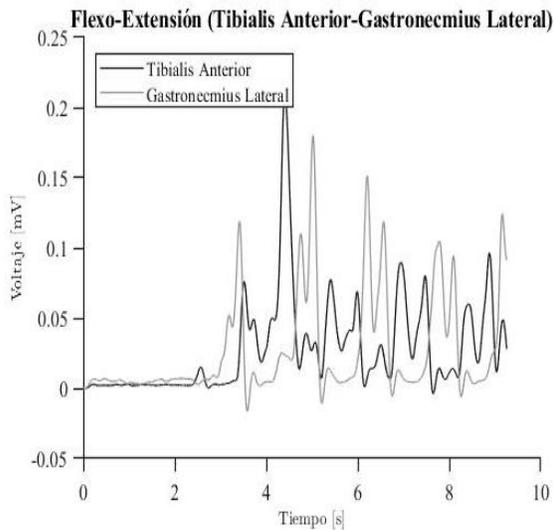


Fig. 41: Flexo-Extensión del tobillo durante un ciclo de la marcha, grupo control

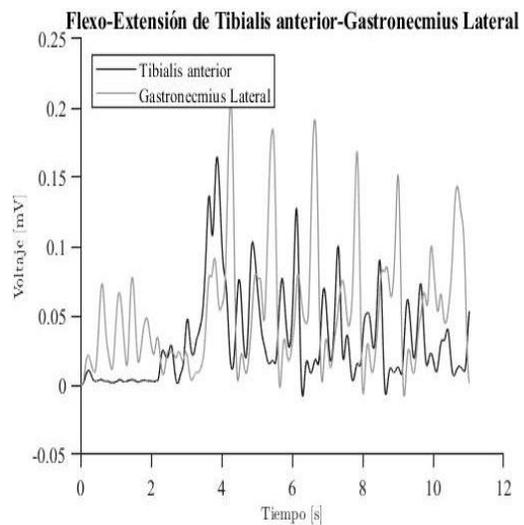


Fig. 40: Flexo-Extensión del tobillo durante un ciclo de la marcha, grupo patológico

Para el movimiento de Flexo-Extensión, se puede observar la relación de la envolvente de la señal electromiográfica entre el Bíceps Femoral y el Vastus Medialis (Fig. 42), para un participante del grupo control, para este caso el músculo que se comporta como antagonista es el Bíceps Femoral, pues es el último músculo en activarse durante el movimiento. Así mismo, en la Fig. 43, se puede observar esta misma relación para un participante del grupo patológico.

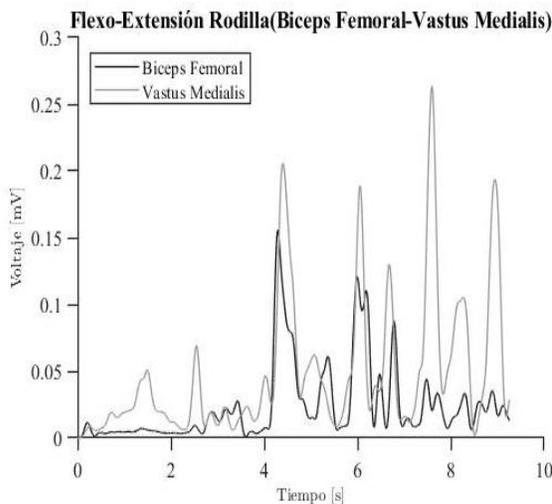


Fig. 42: Flexo-Extensión de la rodilla durante un ciclo de la marcha, grupo control

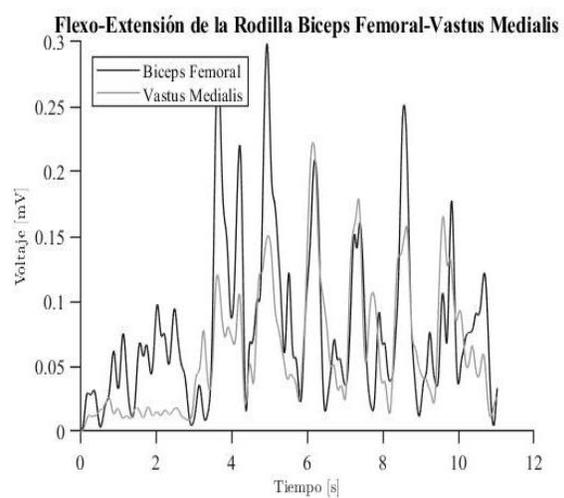


Fig. 43: Flexo-Extensión de la rodilla durante un ciclo de la marcha, grupo patológico.

Adicionalmente, se puede observar como como el Gastrocnemius Medial y el Soleus presentan una actividad similar en el movimiento realizado. En la Fig. 44 se puede observar el movimiento realizado por un participante del grupo control, mientras que en la Fig. 45, se pude observar el movimiento realizado por un participante del grupo patológico.

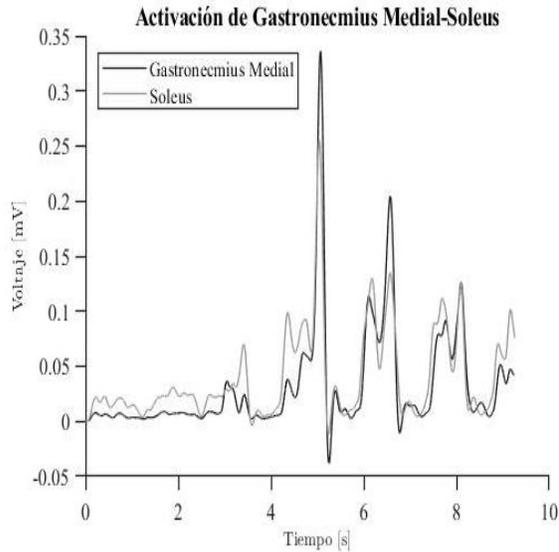


Fig. 44: Activación del Gastrocnemius Medialis y el Soleus, para un mismo movimiento, grupo control

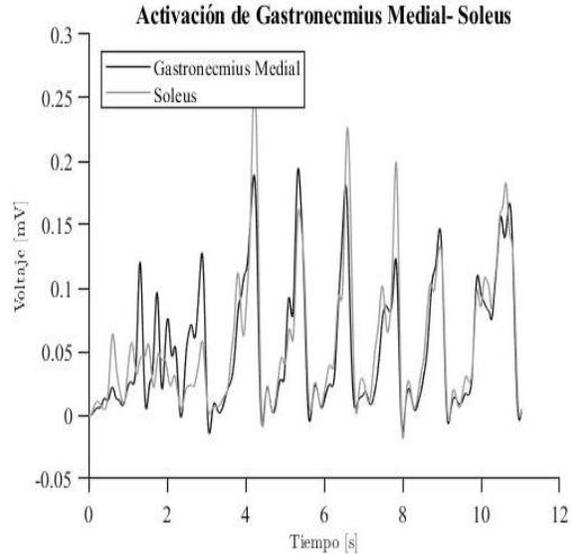


Fig. 45: Activación del Gastrocnemius Medialis y el Soleus, para un mismo movimiento, grupo patológico

Tras tener la gráfica de la envolvente de la señal electromiográfica para cada uno de los músculos en estudio, se procede a realizar el cálculo de los índices de co-contracción utilizando el método 1 (Ecuación 1) y el método 2 (Ecuación 2), las cuales se citan, nuevamente, a continuación:

$$IC_1 = 2 * \frac{EMG_{ANTAGONISTA}}{EMG_{AGONISTA} + EMG_{ANTAGONISTA}} * 100 \quad \text{Ecuación 1}$$

$$IC_2 = \frac{EMG_{ANTAGONISTA}}{EMG_{AGONISTA}} * 100 \quad \text{Ecuación 2}$$

Para el movimiento de inversión – eversión, se calcularon los índices de co-contracción (IC), basados en las parejas de músculos antagonistas (Tabla 4); los cuales se presentan en la Tabla 6 (evaluados con el método 1) y en la Tabla 7 (evaluados con el método 2).

Tabla 6: Índices de co-contracción para el movimiento de inversión – eversión (Método 1)

		A	B	C	D
Grupo control	1	87,6168	74,7281	100,0000	96,6483
	2	86,3932	80,6032	100,0000	88,7828
	3	71,3227	53,9969	100,0000	93,9444
	4	82,2983	84,9046	100,0000	65,2564
	5	71,3227	59,2897	100,0000	93,9444
	6	89,7720	53,1679	100,0000	79,3941
Grupo control	7	77,7838	67,1273	100,0000	79,1365

	A	B	C	D	
<b>8</b>	82,9284	96,7943	100,0000	98,0143	
<b>9</b>	78,6018	75,8554	100,0000	108,6854	
<b>10</b>	88,1486	94,4993	100,0000	113,7888	
Grupo patológico	<b>1</b>	168,8781	108,4739	100,0000	160,4265
	<b>2</b>	142,1722	153,9177	100,0000	160,2201
	<b>3</b>	109,9177	103,7442	100,0000	119,4184
	<b>4</b>	153,2022	125,0874	100,0000	150,1144
	<b>5</b>	132,8403	103,7442	100,0000	134,5468

Tabla 7: Índices de co-contracción para el movimiento de inversión – eversión (Método 2)

	A	B	C	D	
Grupo control	<b>1</b>	93,3997	85,5364	87,6793	98,2956
	<b>2</b>	92,6999	89,2600	90,6968	94,0581
	<b>3</b>	83,2612	70,1273	81,7345	96,8777
	<b>4</b>	90,2897	91,8361	79,6690	78,9759
	<b>5</b>	83,2612	74,4426	73,5979	96,8777
	<b>6</b>	94,6105	69,4244	86,8482	88,5136
	<b>7</b>	87,5038	80,3308	74,3292	88,3533
	<b>8</b>	91,8500	98,3710	86,8482	98,9972
	<b>9</b>	88,0190	86,2702	103,1680	104,1619
	<b>10</b>	93,7010	97,1719	108,5908	106,4494
Grupo patológico	<b>1</b>	125,6169	104,0647	123,2314	123,2029
	<b>2</b>	117,4141	121,2343	115,2101	123,1420
	<b>3</b>	104,7246	101,8377	106,2857	108,8499
	<b>4</b>	121,0117	111,1456	123,1016	120,0366
	<b>5</b>	114,1042	101,8377	124,6085	114,7292

Donde A hace referencia al Peroneus Longus vs. Tibialis anterior, siendo el Peroneus Longus el músculo antagonista. B hace referencia a Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Medialis, siendo el Gastrocnemius Medialis el músculo antagonista. C hace referencia a la pareja de músculos antagónicos Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Lateralis, donde el último es el músculo antagónico. Y D hace referencia al Peroneus Longus vs. Soleus, donde el músculo antagónico es el Soleus.

A continuación, en la Fig. 46 y Fig. 47, se puede observar la co-activación media para el movimiento de eversión – inversión, tanto para el grupo control como para el grupo patológico; evaluada con los dos métodos seleccionados. Donde se puede observar que la co-activación muscular alrededor del tobillo aumenta para los participantes del grupo patológico.

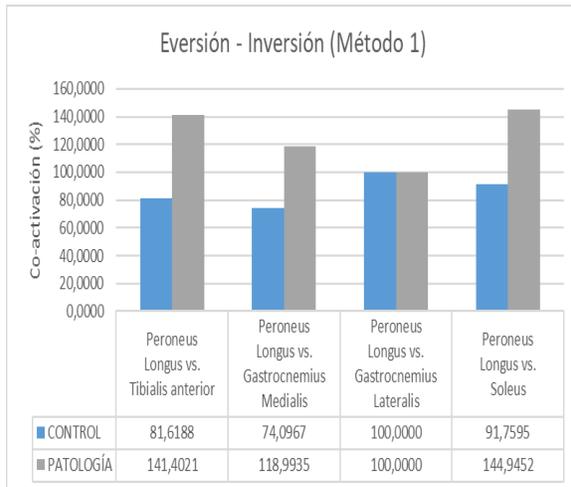


Fig. 46: Eversión – Inversión, evaluada con método 1

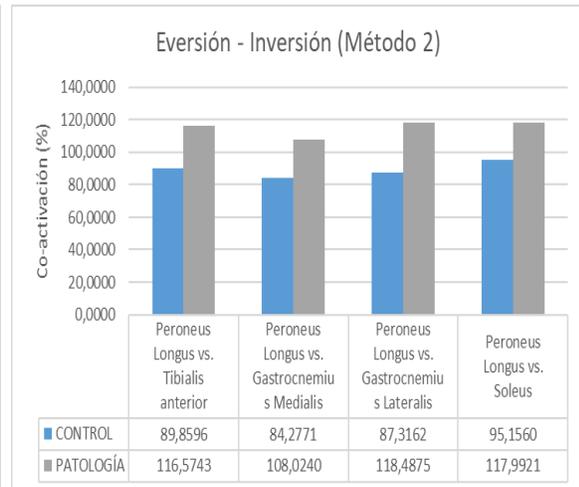


Fig. 47: Eversión – Inversión, evaluada con método 2

Adicionalmente, en la Fig. 49 y Fig. 50, se puede observar la comparación entre el resultado de la co-activación evaluada con cada uno de los métodos seleccionados, para un mismo grupo muscular, durante el movimiento de inversión – eversión.

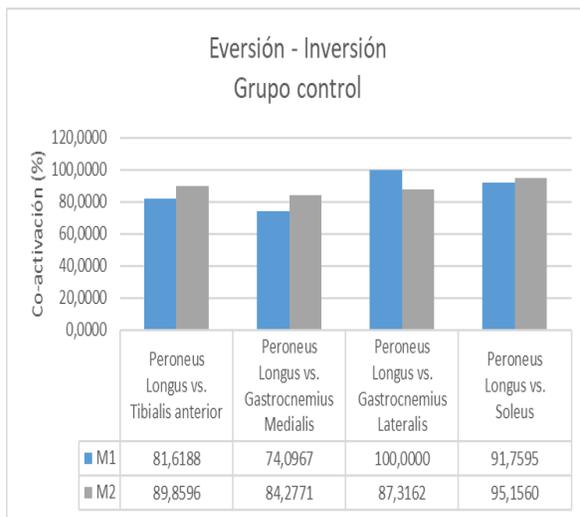


Fig. 48: Eversión – Inversión Grupo Control

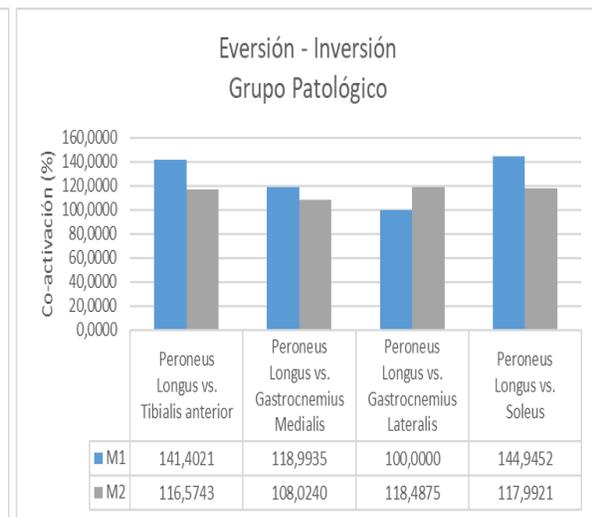


Fig. 49: Eversión – Inversión Grupo Patológico

Por otra parte, para el movimiento de Flexo-Extensión del tobillo, se utilizan las parejas de músculos antagonistas de la Tabla 4, para el caso de este movimiento el Tibialis Anterior, siempre se comporta como músculo agonista. En la Tabla 8 se presentan los índices de co-contracción calculados con el método 1, mientras que en la Tabla 9 se presentan los índices de co-contracción calculados con el método 2.

Tabla 8: Índices de co-contracción para el movimiento de Flexo-Extensión del tobillo (Método 1)

		E	F	G
Grupo control	1	100,0000	100,0000	84,6801

		<b>E</b>	<b>F</b>	<b>G</b>
Grupo control	<b>2</b>	100,0000	100,0000	76,7023
	<b>3</b>	100,0000	100,0000	67,0036
	<b>4</b>	100,0000	100,0000	67,0036
	<b>5</b>	100,0000	100,0000	61,5554
	<b>6</b>	100,0000	100,0000	83,2420
	<b>7</b>	100,0000	100,0000	87,2681
	<b>8</b>	100,0000	100,0000	65,8430
	<b>9</b>	100,0000	100,0000	97,5503
	<b>10</b>	100,0000	100,0000	87,7711
	Grupo patológico	<b>1</b>	100,0000	100,0000
<b>2</b>		100,0000	100,0000	174,3259
<b>3</b>		100,0000	100,0000	143,8331
<b>4</b>		100,0000	100,0000	154,5204
<b>5</b>		100,0000	100,0000	158,6357

Tabla 9: Índices de co-contracción para el movimiento de Flexo-Extensión del tobillo (Método 2)

		<b>E</b>	<b>F</b>	<b>G</b>
Grupo control	<b>1</b>	79,1553	92,3594	91,7046
	<b>2</b>	82,1003	66,9351	86,8153
	<b>3</b>	85,0529	70,7532	80,2421
	<b>4</b>	82,2664	65,4794	80,2421
	<b>5</b>	85,0529	70,7532	76,2034
	<b>6</b>	78,9126	97,7746	90,8547
	<b>7</b>	68,6062	67,9862	93,2013
	<b>8</b>	95,9012	111,9420	95,2178
	<b>9</b>	89,7795	107,7122	80,7959
	<b>10</b>	92,0802	107,1487	93,4873
Grupo patológico	<b>1</b>	105,7909	123,4432	110,5312
	<b>2</b>	103,7746	122,4233	127,0940
	<b>3</b>	111,3212	111,4372	117,9767
	<b>4</b>	109,4949	116,8901	121,4208
	<b>5</b>	95,2915	118,5979	122,6711

Donde E hace referencia a Gastrocnemius Medialis vs. Tibialis Anterior. F hace referencia a Gastrocnemius Lateralis vs. Tibialis Anterior. Y G hace referencia a Soleus vs. Tibialis anterior. Como se mencionó anteriormente, para el caso de este movimiento, el Tibialis anterior siempre se comporta como el músculo agonista.

En la Fig. 51 y Fig. 52, se puede observar la co-activación calculada con cada uno de los métodos seleccionados, para cada una de las parejas antagónicas en el movimiento de

flexo – extensión del tobillo, donde se puede observar que la pareja Soleus vs. Tibialis anterior, es la que genera la compensación en el tobillo, debido a la patología existente en la rodilla.

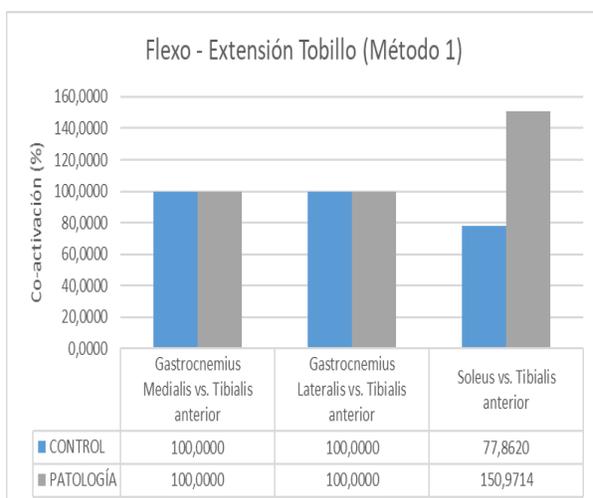


Fig. 50: Flexo – Extensión del tobillo, método 1

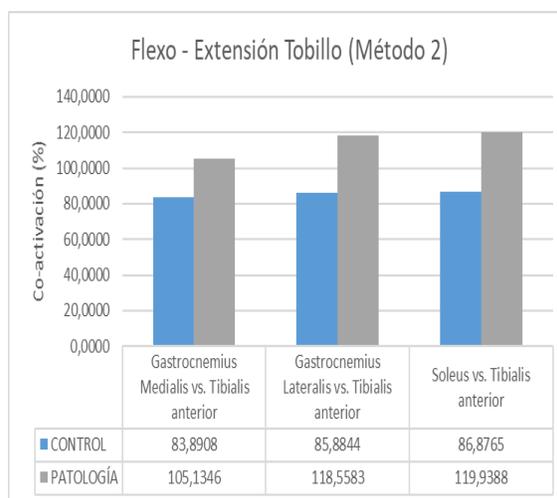


Fig. 51: Flexo – Extensión del tobillo, método 2

De forma similar, en la Fig. 53 y Fig. 54, se puede observar la relación entre los métodos evaluados para las parejas antagonistas en el movimiento de flexo – extensión del tobillo, tanto para el grupo control como para el grupo patológico.

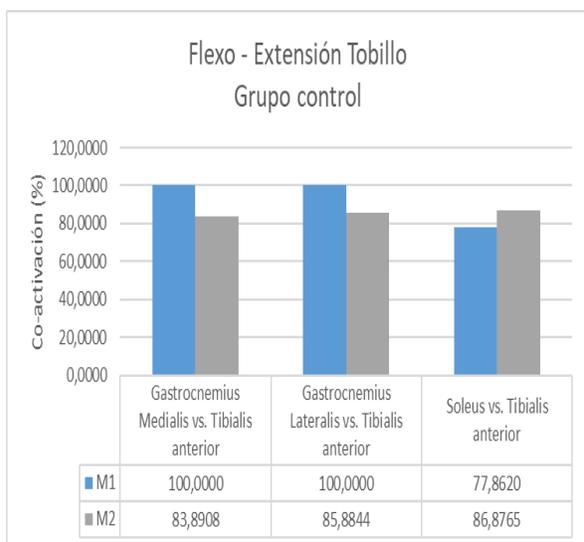


Fig. 52: Flexo – Extensión Tobillo, grupo control

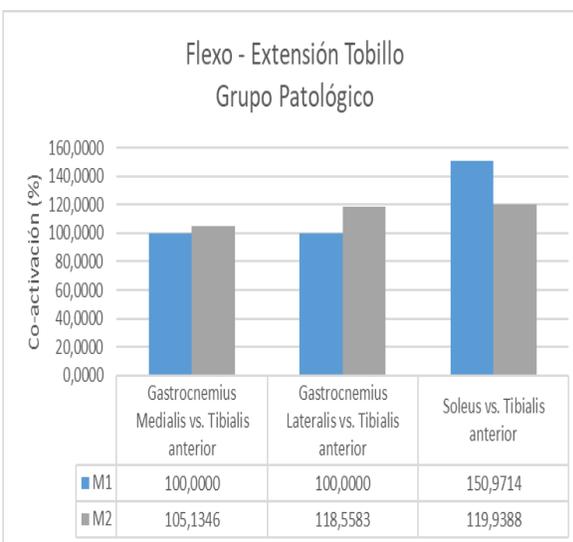


Fig. 53: Flexo – Extensión Tobillo, grupo patológico

Por último, para determinar los índices de co-contracción para el movimiento de Flexo-Extensión de la rodilla, se trabaja con las parejas de músculos antagonistas presentadas en la Tabla 5. En la Tabla 10, se presentan los IC calculados utilizando el método 1, mientras que en la Tabla 11, se presentan los IC calculados con el método 2.

Tabla 10: Índices de co-contracción para el movimiento de Flexo-Extensión de la rodilla Método 1)

		H	I
Grupo control	1	80,7959	86,3932
	2	87,6168	85,8370
	3	83,2420	84,3394
	4	85,8370	80,7959
	5	87,7711	84,6801
	6	86,2702	83,2420
	7	74,7281	94,4993
	8	93,9444	95,2178
	9	80,7959	88,3533
	10	83,2612	83,2612
Grupo patológico	1	49,9701	63,0679
	2	59,2897	74,4426
	3	68,6062	67,1273
	4	78,9126	78,9759
	5	48,9562	65,8430

Tabla 11: Índices de co-contracción para el movimiento de Flexo-Extensión de la rodilla (Método 2)

		H	I
Grupo control	1	89,3780	71,3227
	2	82,2983	92,3788
	3	89,2600	91,5044
	4	84,3394	88,3533
	5	98,9972	76,7023
	6	97,1719	90,8547
	7	80,6032	97,1719
	8	96,8777	98,0143
	9	75,8554	98,9972
	10	90,2897	94,6105
Grupo patológico	1	65,8430	77,3517
	2	53,1679	69,4244
	3	61,5554	59,2132
	4	89,7795	70,1273
	5	63,0875	77,3517

Donde H hace referencia al Bíceps Femoral vs. Vastus Medialis, donde el Bíceps Femoral es el músculo antagonista. E I hace referencia al Bíceps Femoral vs. Rectus Femoris, en esta pareja de músculos Rectus Femoris se comporta como músculo antagonista.

En la Fig. 54 y en la Fig. 55, se puede observar el resultado de la co-activación para los grupos musculares antagonistas que actúan en el movimiento de flexo – extensión de la rodilla, este resultado se puede comparar para cada uno de los métodos utilizados.

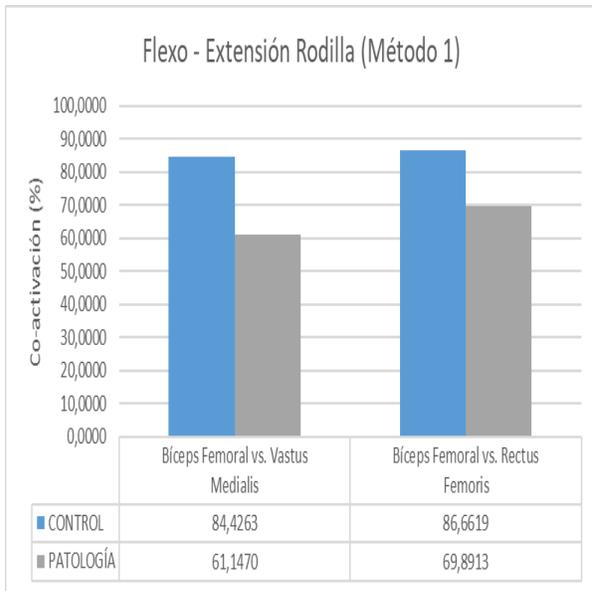


Fig. 54: Flexo – Extensión de la rodilla, método 1

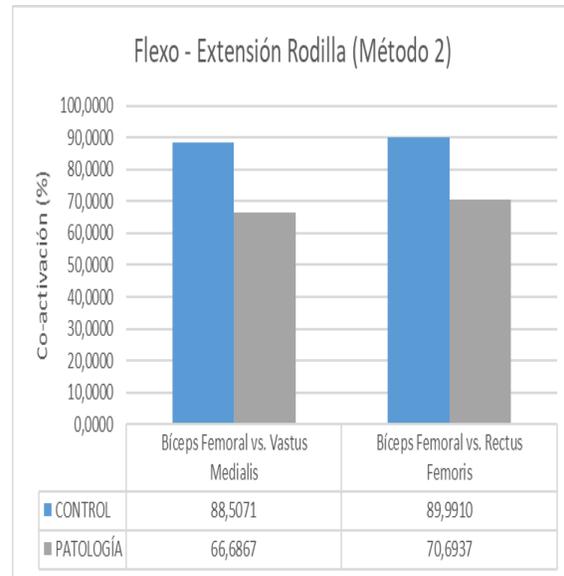


Fig. 55: Flexo – Extensión de la rodilla, método 2

Así mismo, en la Fig. 56 y Fig. 57., se puede observar la comparación entre el resultado de la co-activación, calculada con dos métodos diferentes, para el grupo control y el grupo patológico, cuando estos intervienen en la flexo – extensión de la rodilla.

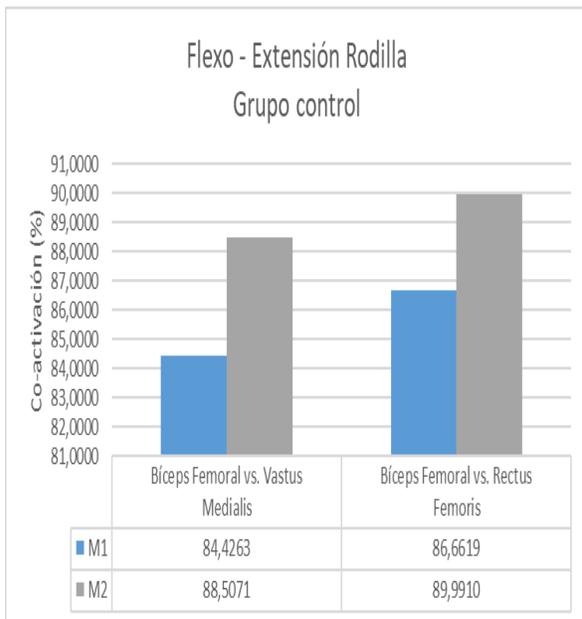


Fig. 56: Flexo – Extensión Rodilla, grupo control

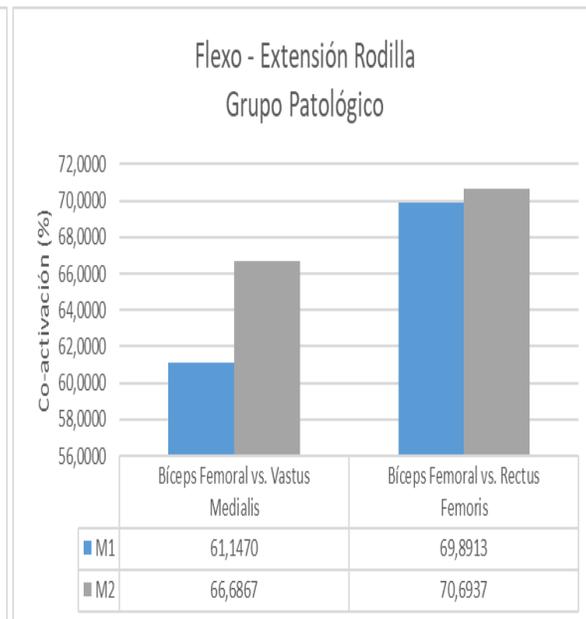


Fig. 57: Flexo – Extensión Rodilla, grupo patológico

#### 4.4. Análisis estadístico

##### 4.4.1. Medidas fisiológicas cuantitativas de los participantes

En la tabla 12, se presentan los valores mínimos, máximos, la media y desviación estándar de la edad, talla y peso, características fisiológicas cuantitativas, de los participantes del grupo control y del grupo patológico.

Tabla 12: Características fisiológicas cuantitativas de los participantes

		Media	Valor mínimo	Valor máximo	Desviación estándar
Grupo control	Edad	21,5	20	23	0,972
	Talla	176,5	170	185	5,191
	Peso	70,4	65,0	80,0	5,337
	IMC	22,6	20,5	24,7	1,490
Grupo patológico	Edad	22,0	21	23	0,707
	Talla	173	165	185	9,083
	Peso	66,1	65,0	67,5	1,140
	IMC	22,2	19,6	23,9	1,923

##### 4.4.2. Medidas descriptivas sujetos

Se organizan los datos en parejas de músculo antagonista y agonista, con el fin de encontrar todos los posibles coeficientes de co-activación y observar las diferencias y similitudes entre estos. En la Tabla 13 se muestra las medidas descriptivas como media, desviación estándar valores máximos y mínimos de cada una de las parejas.

Tabla 13: Medidas descriptivas

Estadísticos descriptivos					
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación
<b>A</b>	15	71,3227	168,8781	101,5466	31,935976
<b>B</b>	15	53,1679	153,9177	89,0623	27,717424
<b>C</b>	15	100,0000	100,0000	100,0000	0
<b>D</b>	15	65,2564	160,4265	109,4881	29,948033
<b>E</b>	15	100,0000	100,0000	100,0000	0
<b>F</b>	15	100,0000	100,0000	100,0000	0
<b>G</b>	15	61,5554	174,3259	102,2318	38,2977
<b>H</b>	15	48,9562	93,9444	76,6665	13,874926
<b>I</b>	15	63,0679	95,2178	81,0717	9,6974705
N válido (por lista)	15				

Donde A, hace referencia al movimiento de eversión – inversión para el Peroneus Longus vs. Tibialis Anterior. B, hace referencia al movimiento de eversión – inversión para el

Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Medialis. C, hace referencia al movimiento de eversión – inversión para el Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Lateralis. D, hace referencia al movimiento de eversión – inversión para el Peroneus Longus vs. Soleus. E, hace referencia al movimiento de flexo – extensión del tobillo para Gastrocnemius Lateralis vs. Tibialis Anterior. F, hace referencia al movimiento de flexo – extensión del tobillo para Gastrocnemius Medialis vs. Tibialis Anterior. G, hace referencia al movimiento de flexo – extensión del tobillo para Soleus vs. Tibialis Anterior. H, hace referencia al movimiento de flexo – extensión de la rodilla para Bíceps Femoral vs. Vastus Medialis. E I, hace referencia al movimiento de flexo – extensión de la rodilla para Bíceps Femoral vs. Rectus Femoris.

#### 4.4.3. Comparación de medias

##### 4.4.3.1. Grupo Control vs. Grupo Patológico

Para realizar la comparación de medias entre el grupo control vs. el grupo patológico, es necesario tener las medias de los valores de co-activación para cada pareja de músculos antagonistas, evaluados los dos métodos, presente con cada uno de los movimientos realizados, estos valores se presentan en la Tabla 14.

Tabla 14: Comparación de medias

	MÉTODO 1		MÉTODO 2	
	CONTROL	PATOLOGÍA	CONTROL	PATOLOGÍA
<b>Eversión - Inversión</b>				
Peroneus Longus vs. Tibialis anterior	81,6188	141,4021	89,8596	116,5743
Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Medialis	74,0967	118,9935	84,2771	108,0240
Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Lateralis	100,0000	100,0000	87,3162	118,4875
Peroneus Longus vs. Soleus	91,7595	144,9452	95,1560	117,9921
<b>Flexo-Extensión</b>				
Gastrocnemius Medialis vs. Tibialis anterior	100,0000	100,0000	83,8908	105,1346
Gastrocnemius Lateralis vs. Tibialis anterior	100,0000	100,0000	85,8844	118,5583
Soleus vs. Tibialis anterior	77,8620	150,9714	86,8765	119,9388
<b>Flexo-Extensión Rodilla</b>				
Bíceps Femoral vs. Vastus Medialis	84,4263	61,1470	88,5071	66,6867
Bíceps Femoral vs. Rectus Femoris	86,6619	69,8913	89,9910	70,6937

Tras observar los valores medios obtenidos en la Tabla 14, se evidencia que cuando una persona tiene una lesión de rodilla, la co-activación alrededor de esta articulación disminuye, mientras que la co-activación alrededor de la articulación del tobillo aumenta, lo

que significa que esta última articulación, realiza una compensación aumentando el gasto energético necesario para dicho movimiento.

#### 4.4.3.2. Método 1 vs. Método 2

Para realizar la comparación de medias de los valores de la co-activación muscular para cada grupo antagónico evaluado con cada uno de los métodos en estudio, en la Tabla 15, se presentan los valores obtenidos para los pacientes sanos tanto para el método 1 como para el método 2.

Tabla 15: Comparación medias grupo control

<b>CONTROL</b>		
<b>Eversión - Inversión</b>	<b>M1</b>	<b>M2</b>
Peroneus Longus vs. Tibialis anterior	81,6188	89,8596
Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Medialis	74,0967	84,2771
Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Lateralis	100,0000	87,3162
Peroneus Longus vs. Soleus	91,7595	95,1560
<b>Flexo-Extensión</b>	<b>M1</b>	<b>M2</b>
Gastrocnemius Medialis vs. Tibialis anterior	100,0000	83,8908
Gastrocnemius Lateralis vs. Tibialis anterior	100,0000	85,8844
Soleus vs. Tibialis anterior	77,8620	86,8765
<b>Flexo-Extensión Rodilla</b>	<b>M1</b>	<b>M2</b>
Bíceps Femoral vs. Vastus Medialis	84,4263	88,5071
Bíceps Femoral vs. Rectus Femoris	86,6619	89,9910

Con los valores medios obtenidos, se puede observar que no se presentan diferencias significativas entre los valores de co-activación evaluadas con los diferentes métodos, debido a que se conoce que la co-activación total de una articulación debe aproximarse al 100%, se puede decir que, el método 1 es más efectivo.

Para el caso de la comparación de medias, no se tiene en cuenta los valores medios del grupo patológico, dado que el comportamiento de la co-activación varía y depende de factores como el grado de la lesión, la antigüedad de la lesión, si hubo proceso de rehabilitación o no, etc. Además, no se conoce un valor normal para la co-activación de los pacientes con esta patología.

#### 4.4.4. Resultados de correlación

Los resultados de correlación son mostrados en la tabla\_16, para la validación de la hipótesis se presentan los resultados de normalidad de cada una de las variables, a partir del resultado se realiza una prueba de correlación sea de Spearman o Pearson.

Tabla 16. Resultados de pruebas de correlación.  
Azul representa la NO normalidad de las variables y gris normalidad.

Músculos	Normalidad A	Normalidad A1	Correlación	Acepta/Rechaza Hipótesis
<b>A-A1</b>	0.06	0.23	0	Rechazo de la hipótesis nula
<b>B-B1</b>	0.2	0.2	0	Rechazo de la hipótesis nula
<b>C-C1</b>	0.2	0.188	0	Rechazo de la hipótesis nula
<b>D-D1</b>	0.192	0.2	0	Rechazo de la hipótesis nula
<b>E-E1</b>	0.2	0.2	0	Rechazo de la hipótesis nula
<b>F-F1</b>	0.2	0.068	0	Rechazo de la hipótesis nula
<b>G-G1</b>	0.014	0.35	0	Rechazo de la hipótesis nula
<b>H-H1</b>	0.030	0.2	0	Rechazo de la hipótesis nula
<b>I-I1</b>	0.158	0.175	0.004	Rechazo de la hipótesis nula

## 5. DISCUSIÓN

Para comenzar, es importante resaltar que cuando se habla de co-activación muscular se hace referencia a la activación que presenta un músculo agonista para llevar a cabo una tarea, y la respuesta es dada por el músculo antagonista, el cual realiza la misma fuerza, pero en sentido contrario. Por ejemplo, cuando se realiza una flexión del codo está funcionando el Bíceps y el Tríceps. El bíceps, se comporta como músculo agonista y es el que se activa para iniciar el movimiento, mientras que el Tríceps, se comporta como músculo antagonista, y realiza un alargamiento sin hacer una fuerza activa, es decir, el tríceps no está entregando energía. En el caso de que se presente una carga adicional sobre la mano, se realiza una fuerza por parte de los dos músculos, lo que hace que estos entreguen energía y se dé la co-activación de este grupo muscular. Otro ejemplo en el que se puede observar la co-activación muscular, es en el caso que se tenga una lesión de rodilla, cuando la persona lesionada intenta desplazarse por un terreno inestable, los grupos musculares del miembro inferior van a buscar hacer un ajuste de la articulación de la rodilla, evitando así que se generen problemas e inestabilidad durante la marcha.

A partir de los músculos establecidos de acuerdo a la importancia por su fisiología y anatomía, que permiten el ajuste de movimientos del tobillo y de la rodilla, mencionados en la sección de resultados, se quiso evaluar el comportamiento en pacientes con ruptura parcial del ligamento lateral externo de la rodilla, a través de la evaluación del coeficiente de co-contracción, los cuales indican la co-activación muscular. Se estudiaron las variaciones de los músculos de las articulaciones que compensan la actividad que la rodilla no puede hacer debido a la lesión y se analizaron los datos obtenidos.

Para la evaluación del comportamiento de la co-activación muscular alrededor del tobillo, tanto en un grupo control como en un grupo patológico, se diseñó un protocolo para adquirir las señales de electromiografía superficial. Para dicho protocolo, es necesario exponer las condiciones de trabajo, pues de esto depende, en gran manera, la veracidad de los resultados obtenidos. Un aspecto, que suele pasarse por desapercibido, es la condición de la vestimenta, durante la prueba piloto ejecutada para validar el protocolo diseñado, fue notorio que entre menos prendas tenga el participante, el posicionamiento de los electrodos y marcadores reflectivos, es más sencillo, además la oclusión de estos va a disminuir. Otro factor determinante para disminuir la oclusión de los marcadores, es la disposición del sistema de cámaras dentro del laboratorio, pues siempre se debe buscar que las cámaras queden distribuidas de tal forma que registren la mayor cantidad de puntos posibles, con el fin de que en el momento de hacer la reconstrucción del registro adquirido este se encuentre lo más completo posible. Es importante aclarar, que los aspectos que generan oclusión fueron minimizados durante las adquisiciones en el laboratorio de análisis del movimiento.

A pesar de que con el protocolo diseñado se quiere evaluar la co-activación muscular alrededor del tobillo, es necesario garantizar que se obtengan las señales electromiográficas de músculos que se encuentren alrededor de la articulación de la rodilla, debido a que el objetivo del estudio es realizar una comparación entre dicha co-activación en personas sanas y personas con una patología de rodilla, descrita anteriormente.

Uno de los factores más importantes, para obtener una correcta señal electromiográfica, es la preparación de la piel, pues es de vital importancia reducir los artefactos o interferencias

que se puedan generar, esto se garantiza eliminando las barreras de la piel antes de la colocación de los electrodos. Además, se debe tener en cuenta que, para un correcto análisis de los datos, los sensores de electromiografía siempre deben ubicarse en el mismo orden, pues variar el orden de colocación de estos puede generar complicaciones a la hora de hacer el procesamiento de la señal, debido a el tener un protocolo es de vital importancia para el desarrollo del estudio. Dicho protocolo, es la guía que utiliza el investigador para una correcta ejecución de las pruebas y también permite que la prueba sea repetible, pues en este se presenta el orden de colocación de los electrodos, así como la prueba clínica que debe realizar para determinar el lugar de posicionamiento de estos.

Con respecto al procesamiento de los datos, se debe tener en cuenta que es necesario trabajar con las señales normalizadas para hacer una extracción correcta de las envolventes de cada señal EMG evitando las variaciones en la investigación, así como para poder realizar comparaciones entre los colaboradores. En las figuras 38 y 40 se observa la señal de los músculos Peroneus Longus (antagónico) -Tibialis Anterior y Tibialis Anterior (antagónico)- Gastrocnemius Lateral donde se observa la activación alternada entre el músculo agonista y el antagonista. Por otro lado, en las figuras 39 y 41 se representan las señales de los músculos anteriores, respectivamente, pero en pacientes con patología, donde se encuentra una diferencia significativa en la activación de cada musculo y su antagonismo y agonismo, para el caso de los registros de participantes del grupo patológico no es posible observar la activación alternada de estos músculos. En el caso de la figura 42 se observa las señales de los músculos Bíceps Femoral y Vastus Medial (correspondientes a la rodilla) donde se observa la co-activación dada en un ciclo de la marcha, mientras que en la figura 43 se representan los mismos músculos, pero varía la amplitud de la señal dado que pertenece a un paciente con presencia de la lesión. Por último, en las figuras 44 y 45 se observa la activación de dos músculos que cumplen la misma función de agonismo, en este caso Gastrocnemius Medial y Soleus, se puede verificar que tienen comportamiento similar como se espera, sin embargo, en la figura 44 se presenta con menor frecuencia la activación y en la figura 45 una frecuencia de activación.

En el presente estudio se estudian dos métodos para determinar el índice de co-contracción para diferentes grupos musculares cuando realizan tres (3) movimientos diferentes (Tabla 4 y Tabla 5).

Para el método 1, tanto en el movimiento de eversión – inversión, como en el movimiento de flexo – extensión de tobillo y de rodilla, en el grupo control; se puede observar como todos los valores de co-activación tienden a un 100%, esto debido a que se está evaluando el total de la actividad realizada. En la barra azul de la Fig. 46, Fig. 50 y Fig. 54, se puede observar dicho comportamiento. Para el caso del grupo patológico, tanto en el movimiento de eversión – inversión, como en el movimiento de flexo – extensión de tobillo, se puede ver que los valores de co-activación superan el 100%, llegando a alcanzar una co-activación del 150%, mientras que para el movimiento de flexo – extensión de la rodilla la co-activación no supera el 70%, tal como se observar en la barra gris de En la Fig. 46, Fig. 50 y Fig. 54.

La diferencia entre los valores de la co-activación para el grupo control y el grupo patológico, indica que la articulación del tobillo está haciendo una compensación de la articulación de la rodilla. Esto se evidencia dado que en el grupo control, los valores de la co-activación

tanto para tobillo como para rodilla, no presentan diferencias significativas; pero en el grupo patológico se observa como la co-activación alrededor del tobillo aumenta y la co-activación alrededor de la rodilla disminuye.

Para el caso del grupo control, en el movimiento eversión – inversión, la pareja muscular que aporta mayor información energética es la de Peroneus Longus vs. Gastrocnemius Medialis, lo cual es un resultado esperado debido a la fisiología de este grupo muscular, pues el Gastrocnemius Medialis es el músculo que se encuentra en la mitad del tríceps sural, por lo que se espera sea el músculo que mayor gasto energético presente. Por otra parte, para el movimiento de flexo – extensión del tobillo, los grupos musculares que mayor información aportan son el Gastrocnemius Medial vs. Tibialis anterior, y Gastrocnemius Lateralis vs. Tibialis Anterior, dado que las dos cabezas del Gastrocnemius hacen parte de un mismo compartimiento esta relación energética es la esperada. Para el caso de flexo – extensión de la rodilla, los dos grupos musculares son de vital importancia y aportan gran información energética. Todo esto se puede observar en la barra azul de la Fig. 46, Fig. 50 y Fig. 54.

Para el caso del grupo patológico, se puede observar que, con la ruptura parcial del ligamento lateral de la rodilla, la pareja muscular que se ve más comprometida es la del Bíceps femoral vs. Vastus Medialis, pues la co-activación de esta es, significativamente, menor a la del otro grupo muscular en estudio. Adicionalmente, se puede observar que el Soleus es el músculo que aporta mayor compensación a la rodilla, pues tanto en relación con el Peroneus Longus como con el Tibialis Anterior, tiene una co-activación mayor para el grupo patológico, tal como se observa en la barra gris de la Fig. 46, Fig. 50 y Fig. 54.

Para el método 2, en el grupo control, se puede observar que la co-activación de todas las parejas musculares para los tres movimientos estudiados tienden a un 100%, tal como se observa en la barra azul de la Fig. 47, Fig. 51 y Fig. 55, estos resultados presentan similitud con los valores obtenidos para la evaluación con el método 1. Para el caso del grupo patológico, se puede observar que la co-activación alrededor de la rodilla, no supera el 70%, mientras que la co-activación alrededor del tobillo se aproxima al 120%, tal como se observa en la barra gris de la Fig. 47, Fig. 51 y Fig. 55, lo que permite decir, al igual que en el método 1, que la articulación del tobillo hace una compensación de la energía necesaria en la articulación de la rodilla.

Para el caso del grupo control, en el movimiento de eversión – inversión, se puede observar que el grupo muscular compuesto por el Peroneus Longus vs. Soleus, es la que mayor información energética aporta. Para el movimiento de flexo – extensión del tobillo, la pareja antagonista Soleus vs. Tibialis anterior, es la que mayor información aporta. Para el caso de la flexo – extensión de la rodilla, al igual que con el método 1, las dos parejas musculares antagónicas son de igual importancia en el aporte de información energética. Esto se puede observar se en la barra azul de la Fig. 47, Fig. 51 y Fig. 55.

Para el caso del grupo patológico, los resultados para el método 2, son similares a los del método 1, pues nos permite observar que el músculo Soleus es el que presenta una mayor co-activación, para los movimientos del tobillo, y la pareja muscular Bíceps Femoral vs. Vastus Medial, es la que se ve más afectada por la lesión de rodilla, resultados que se pueden observar en la barra gris de la Fig. 47, Fig. 51 y Fig. 55.

Tras realizar una evaluación por separado de los dos métodos trabajados, se puede decir que estos son muy similares, pero se puede escoger el segundo como el más óptimo para calcular los índices de co-contracción, pues los valores del método 2, tienen una menor desviación estándar y tiene mayor cercanía a una co-activación muscular del 100%, lo cual es el valor de referencia conocido para la co-activación muscular alrededor de una articulación determinada [2].

Por otra parte, se puede decir que los índices de co-contracción son un buen evaluador de la coactivación muscular, y que, efectivamente en personas lesionadas la coactivación nos sirve para medir el grado de lesión, así como la distribución de energía compensada en las diferentes articulaciones.

Para la parte del análisis estadístico, en la tabla 13, se encuentran las medidas descriptivas de cada par de músculos, estas características son muy importantes para analizar los datos obtenidos y extraer la mayor información posible. Por parte de la prueba de media, no es posible realizar la prueba T-student para comparación de medias porque el número de muestras es muy pequeño sin embargo en la tabla 14 se observa la media obtenida con el fin de comparar las variaciones entre cada relación de musculo antagonista y agonista entre participantes sanos y pacientes. Se verifica que existe una compensación por parte de los músculos alrededor del tobillo para suplir el daño que causa la lesión en la actividad de los músculos que intervienen en el movimiento de la rodilla. En esta tabla, se verifica que para los dos métodos los valores de H, H1, I e I1 están más lejos a 100% de la activación y los valores de las demás variables son mayores o muy cercanos a 100.

También se compara las medias encontradas para los dos métodos por parte de los participantes sanos en la tabla 15, donde se observa que son similares. Lo anterior se comprueba a partir de correlación explicado en seguida.

En la tabla 17, se presentan los resultados obtenidos para verificar la segunda hipótesis. Para comprobar la normalidad de las variables se comparan los resultados con el p-valor que es igual 0.05, cuando el valor de significancia dado por el análisis de SPSS es mayor al p-valor las variables son normales, en caso contrario no hay normalidad. Cuando las dos variables son normales como es el caso de la relación A-A1 y C-C1 se realiza una prueba de correlación bivariada de Pearson, mientras que en el caso G-G1 y H-H1 una de las variables es NO normal entonces se realiza una prueba de correlación bivariada de Spearman. Cuando se analiza el resultado de correlación se toma el valor de la significancia, si el valor es 0 se rechaza la hipótesis nula es decir las variables son correlacionadas y cuando el valor es diferente a 0 las variables no son correlacionadas. Al rechazar esta hipótesis se afirma que hay relación entre las parejas de los músculos antagonistas y agonistas y los dos métodos establecidos para encontrar el coeficiente de co-contracción y luego co-activación.

Otro aspecto a tener en cuenta, para un mejor análisis de los resultados, es garantizar la mayor homogeneidad posible en cuanto a la lesión, del grupo patológico, debido a que si la persona lesionada sufrió la ruptura del ligamento hace un tiempo considerable los

resultados se van a ver afectados, pues probablemente, ya se haya hecho un proceso de rehabilitación y recuperación, lo cual va a influir en los resultados obtenidos.

## 6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

### 6.1. Recomendaciones

Para obtener mejores resultados con este estudio es importante contar con un grupo patológico más amplio. Además, se debe garantizar que los participantes con los que se haga el estudio hayan tenido, recientemente, la lesión de la rodilla y que no hayan tenido un proceso de rehabilitación, pues estos son factores determinantes para hallar diferencias significativas en el estudio estadístico.

Es necesario evaluar diferentes medios de normalización de la señal, con el fin de obtener mejores resultados en la evaluación de los índices de co-contracción, esto va a ser de gran utilidad a la hora de fortalecer esta investigación, además va a permitir evaluar los índices de co-contracción con otros métodos, como los presentados en el estudio de Kellis, Arabatzi y Papadopoulos.

Para encontrar una mayor diferencia en la co-activación muscular, es necesario diseñar una prueba la cual aumente la inestabilidad, esto va a hacer que la articulación en estudio genere mayor fluctuación de movimiento, lo que va a permitir obtener mejores resultados en los índices de co-contracción, lo que va a determinar una notable diferencia entre la co-activación en el grupo de control y el grupo patológico.

### 6.2. Trabajos futuros

De manera general, en trabajos futuros a corto plazo se plantea la fusión de este trabajo dirigido con *la evaluación de la estabilidad de rodilla con lesión de ligamento lateral externo y uso de cinta KT tape*, con el fin de complementar los resultados obtenidos y así llenar los vacíos existentes de este tipo de lesión, así como hallar los parámetros necesarios y característicos para diseñar una herramienta de apoyo en rehabilitación.

Adicionalmente, se planea presentar los resultados de este estudio en el Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad – «**IBERDISCAP 2019**» – **Buenos Aires**, Argentina.

A mediano plazo, se propone el diseño de una órtesis de rodilla, para pacientes post-cirugía, la cual sea capaz de corregir la estabilidad de la articulación con ayuda de las sesiones de rehabilitación. Además, desarrollar una interfaz gráfica de usuario de control para el terapeuta y de realimentación al paciente.

Por último, a largo plazo, cuando la órtesis, se considere terminada, se planea iniciar las validaciones clínicas correspondientes con pacientes con la patología en estudio, de la Clínica de la Sabana, con el fin de realizar los ajustes pertinentes, en el caso de ser necesario, y así culminar de forma satisfactoria la investigación realizada.

## 7. CONCLUSIONES

Para la articulación del tobillo, se escogieron los músculos Tibialis Anterior, Peroneus Longus, Gastrocnemius Lateralis, Gastrocnemius medialis y Soleus; para el caso de la articulación de la rodilla, se escogieron los músculos Vastus Medialis, Rectus Femoris y Bíceps Femoral, esta selección se realiza basada en la fisiología y anatomía del miembro inferior, pues los músculos escogidos son los que se encuentran más superficiales en el muslo, la pierna y el pie. Adicionalmente, estos músculos son los que mayor información electromiográfica aportan, lo que permite diseñar el protocolo de adquisición de datos para poder estudiar la co-activación muscular alrededor de la articulación del tobillo.

Se comprobó que el protocolo diseñado para la adquisición de información electromiográfica para los principales músculos del miembro inferior, es óptimo debido a que permite obtener la señal electromiográfica de cada uno de los músculos escogidos para este estudio. Además, aporta la información necesaria para hacer el procesamiento y análisis de la señal electromiográfica, lo que permite evaluar de manera efectiva los índices de co-contracción para así poder evaluar la co-activación muscular alrededor de la articulación de la rodilla y de la articulación del tobillo.

De acuerdo con los dos métodos para el cálculo del índice de co-contracción, se puede comprobar que el valor de la co-activación depende de la energía necesaria para realizar un determinado movimiento por una articulación. Lo que permite concluir que cuando una persona tiene una patología, para el caso de este estudio, en la articulación de la rodilla; la co-activación alrededor de esta articulación se ve disminuida, mientras que, para la articulación complementaria, en este caso, la articulación del tobillo la co-activación aumenta, pues la articulación del tobillo realiza una compensación de la fuerza necesaria para la estabilización de la articulación de la rodilla.

Se identifica que para el movimiento de eversión – inversión, el grupo antagonico que mayor información energética aporta es el Peroneus Longus vs. Soleus, para la Flexo-Extensión del tobillo, las parejas antagonicas que mayor información energética aportan son el Gastrocnemius Medialis vs. Tibialis Anterior, y Gastrocnemius Lateralis vs. Tibialis, por otra parte, para la Flexo-Extensión de la rodilla, la pareja antagonica que mayor información aporta es el Bíceps Femoral vs. Vastus Medialis. Esta información es de gran relevancia para diseñar métodos óptimos de rehabilitación, enfocados en fortalecer dichos grupos musculares y así obtener una mejor compensación muscular en caso de ser necesaria.

Tras terminar el estudio descriptivo y estadístico, se puede aceptar como válida la hipótesis nula, para la primera pregunta de investigación. Es decir que, se demuestra que la co-activación muscular alrededor del tobillo cambia en sujetos sanos y en sujetos con ruptura parcial del ligamento lateral de la rodilla, debido a que la co-activación alrededor del tobillo es mayor en el grupo patológico que en el grupo control, mientras que la co-activación muscular alrededor de la rodilla es menor para el grupo patológico que para el grupo control.

Para el caso de la segunda pregunta de investigación, se rechaza la hipótesis nula, por lo que se afirma que hay relación entre las parejas de los músculos antagonistas y agonistas y los dos métodos establecidos para encontrar el coeficiente de co-contracción y la co-activación muscular.

## REFERENCIAS

- [1] E. Kellis, F. Arabatzi y C. Papadopoulos, «Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index,» *Journal of Electromyography and Kinesiology*, nº 13, pp. 229-238, 2003.
- [2] U. Ervilha, T. Graven-Nielsen y M. Duarte, «A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography,» *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, vol. 45, nº 10, pp. 977-981, 2012.
- [3] C. Benjamin, *Anatomía del tobillo*, San Fransisco: Biblioteca Nacional de Medicina de los EE. UU., 2017.
- [4] K. Zaragoza y S. Fernández, «Ligamentos y tendones del tobillo: anatomía y afecciones más frecuentes analizadas mediante resonancia magnética,» *Anales de Radiología*, vol. 12, nº 2, pp. 81-94, 2013.
- [5] J. Sous, R. Navarro-Navarro, R. Navarro-García, E. Brito y J. Ruíz, «Bases anatómicas del tobillo,» *Canarias médica y quirúrgica*, pp. 27-33, 2011.
- [6] «Biomecánica de la extremidad inferior: Exploración de la articulación del tobillo,» *REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología)*, vol. 1, nº 3, pp. 38-49, 2009.
- [7] Y. Guillodo, «El tobillo del deportista,» *EMC - Tratado de medicina*, vol. 16, nº 4, pp. 1-5, 2012.
- [8] «TeachMeAnatomy,» [En línea]. Available: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/ankle-joint/>. [Último acceso: 18 febrero 2019].
- [9] E. Laredo, «eFisioterapia,» 09 mayo 2011. [En línea]. Available: <https://www.efisioterapia.net/articulos/el-tobillo-anatomia-y-lesiones-mas-frecuentes>. [Último acceso: 18 febrero 2019].
- [10] G. Tortora y B. Derrickson, *Principles of Anatomy and Physiology*, New York: John Wiley & Sons Inc, 2011.
- [11] A. Deutsch, J. Mink y R. Kerr, *MRI of the foot and ankle*, New York: Raven Press, 1992.
- [12] S. Fernández, B. Boleaga y J. Beltrán, «Musculoesquelético columna vertebral y esqueleto apendicular,» de *Radiología e imagen diagnóstica y terapéutica*, Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins, 2001, pp. 33-37.
- [13] C. Muhle, L. Frank y T. Rand, «Collateral ligaments of the ankle: high-resolution MR imaging with a local gradient coil and anatomic correlation in cadavers,» *RadioGraphics*, vol. 3, nº 19, pp. 673-678, 1999.
- [14] L. Cerezal, E. Llopis y A. Canga, «MR arthrography of the ankle: indications and technique,» *Radiologic Clinics of North America*, vol. 6, nº 46, pp. 973-994, 2008.
- [15] B. Mengiardi, C. Pfirrmann y P. Vienne, «Medial collateral ligament complex of the ankle: MR appearance in asymptomatic subjects,» *Radiology*, vol. 3, nº 242, pp. 817-823, 2007.
- [16] N. Lektrakul, C. Chung y Y. Lai, «Tarsal sinus: Arthrographic, MR imaging, MR arthrographic, and pathologic findings in cadavers and retrospective study data in patients,» *Radiology*, nº 219, pp. 802-810, 2001.
- [17] S. Leffler y D. Disler, «MR Imaging of tendon, ligament, and osseous abnormalities of the ankle and hinfot,» *Radiologic Clinics of North America*, nº 40, pp. 1147-1170, 2002.

- [18] J. Basmajian, «Motor learning and control: a working hypothesis,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, nº 58, pp. 38-41, 1997.
- [19] K. Falconer y D. Winter, «Quantitative assessment of cocontraction at the ankle joint during walking,» *Electromyography and clinical neurophysiology*, nº 25, pp. 135-149, 1985.
- [20] W. Solomonow, B. Baratta, B. Zhou, H. Shoji, W. Bose, C. Beck y R. D'Ambrosia, «The synergistic action of the ACL and thigh muscles in maintaining joint stability,» *American Journal of Sports Medicine*, nº 15, pp. 207-213, 1987.
- [21] D. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, New York: Wiley, 1990.
- [22] E. Kellis, «Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity,» *The American Journal of Sports Medicine*, nº 26, pp. 37-62, 1998.
- [23] M. Bobbert, P. Huijing y G. van Ingen Schenau, «Drop jumping II- The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping,» *Medicine & Science in Sports & Exercise*, nº 19, pp. 339-346, 1987.
- [24] C. Bosco y J. Viitasalo, «Potentiation of myoelectrical activity of human muscles in vertical jumps,» *Electromyography and clinical neurophysiology*, nº 22, pp. 549-562, 1982.
- [25] G. Frost, J. Dowling, K. Dyson y O. Bar'Or, «Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion,» *Journal of Electromyography & Kinesiology*, nº 7, pp. 179-186, 1997.
- [26] V. Unnithan, J. Dowling, G. Frost, B. Ayub y O. Bar-Or, «Cocontraction and phasic activity during gait in children with cerebral palsy,» *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, nº 46, pp. 487-494, 1996.
- [27] K. Bowsher, D. Damiano y C. Vaughan, «Joint torques and co-contraction during gait of normal and cerebral palsy children,» pp. 319-320, 1992.
- [28] R. Leeson, T. Lesson y A. Paparo, *Atlas de histología*, México D.F.: Interamericana, 1987.
- [29] L. Osternig, J. Hamill, J. Lander y R. Robertson, «Co-activation of sprinter and distance runner muscles in isokinetic exercise,» *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 4, nº 18, pp. 431-435, 1986.
- [30] J. Ng, V. Kippers, M. Parnianpour y C. Richardson, «EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain,» *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 34, nº 7, pp. 1082-1086, 2002.
- [31] A. Sousa y J. Tavares, «Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review,» de *Electromyography: New Developments*, Nova Science Publishers, Inc., 2012, pp. 85-102.
- [32] V. Unnithan, J. Dowling, G. Frost, A. Volpe y O. Bar-Or, «Cocontraction and phasic activity during GAIT in children with cerebral palsy.,» *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, vol. 36, nº 8, pp. 487-494, 1996.
- [33] W. Hurd, T. Chmielewski y L. Synder-Mackler, «Perturbation-enhanced neuromuscular training alters muscle activity in female athletes,» *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 14, nº 1, pp. 60-69, 2006.
- [34] M. Halaki y K. Ginn, «Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?,» de *Computational Intelligence in*

*Electromyography Analysis: A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, Sydney, IntechOpen, 2012.

- [35] L. Cerda, «Evaluación del paciente con trastorno de la marcha,» *Servicio de Medicina Física y Rehabilitación, HCUCCh*, nº 21, pp. 326-336, 2010.
- [36] R. Gómez, «Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera,» Universidad de Valencia, Valencia, 2005.
- [37] S. Collado Vásquez, «Análisis de la marcha humana con plataformas dinámicas, influencia del transporte de carga,» Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina, Madrid, 2002.
- [38] E. Estrada y M. d. C. Uribe, Atlas de histología de vertebrados, Ciudad de México: Universidad Nacional Autónoma de México, 2002.
- [39] M. Ross y P. Wojciech, Histología: Texto y Atlas, Barcelona: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2015.
- [40] L. Junqueira y J. Carneiro, Histología Básica: Texto y Atlas, México: Panamericana, 2015.
- [41] M. Megías, D. Pombal y P. Molist, Atlas de histología vegetal y animal, Pontevedra: Marbán, 2011.
- [42] J. Sepúlveda, A. Soto, V. Romero y R. Ballesteros, Atlas de histología. Biología celular y tisular, México D.F.: McGraw-Hill, 2013.
- [43] A. Eynard, M. Valentich y R. Rovasio, Histología y embriología del ser humano, México D.F.: Panamericana, 2008.
- [44] B. Janson y K. Hull, The Human Body in Health and Disease, Filadelfia: Lippincott Williams & Wilkins , 2014.
- [45] R. Ortega, Medicina del ejercicio físico y del deporte para la atención de la salud, Madrid: Ediciones Díaz de Santos, 1992.
- [46] A. Guyton y J. Hall, Tratado de fisiología médica, España: Elseiver, 2016.
- [47] E. Kandel, J. Schwartz y T. Jessell, Principios de neurociencias, Madrid: McGraw-Hill, 2011.
- [48] P. Lamberti y V. Rodríguez, «Desarrollo del modelo matemático de Hodgkin y Huxley en neurociencias,» *Electroneurobiología*, vol. 15, nº 4, pp. 31-60, 2007.
- [49] A. Hodgkin y A. Huxley, «A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve,» *The Journal of Physiology*, vol. 4, nº 117, pp. 500-544, 1952.
- [50] C. M. Jouvencel, «La Electromiografía de Superficie en la Prevención de la Fatiga Muscular,» Junio 2005. [En línea]. Available: <http://www.peritajemedicoforense.com/JOUVENCEL31.htm>.
- [51] N. Massó, F. Rey, D. Romero, G. Gual, L. Costa y A. Germán, «Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte,» *Apunts Medicina de L'esport*, vol. 45, nº 165, pp. 127-136, 22 Enero 2010.
- [52] J. G. A. I. SANDRA OSUNA, «Procesado de señales EMG en Trastornos Neuromusculares,» pp. 6-20, 2012-2013.
- [53] «Electrodos,» [En línea]. Available: <https://www.slideshare.net/skiltt/tipos-de-electrodos>. [Último acceso: 08 05 2019].

- [54] «Ondas Gaussianas,» [En línea]. Available: <https://www.gaussianwaves.com/2010/11/moving-average-filter-ma-filter-2/>. [Último acceso: 03 05 2019].
- [55] «IBM,» [En línea]. Available: [https://www.ibm.com/support/knowledgecenter/es/SSEP7J\\_10.1.1/com.ibm.swg.ba.cognos.ug\\_cr\\_rptstd.10.1.1.doc/c\\_id\\_means\\_comp.html](https://www.ibm.com/support/knowledgecenter/es/SSEP7J_10.1.1/com.ibm.swg.ba.cognos.ug_cr_rptstd.10.1.1.doc/c_id_means_comp.html). [Último acceso: 08 mayo 2019].
- [56] A. Peiro, «Conomipedia,» [En línea]. Available: <https://economipedia.com/definiciones/coeficiente-de-correlacion-lineal.html>. [Último acceso: 08 mayo 2019].
- [57] D. Field y J. Hutchinson, *Anatomy : palpation and surface markings*, Oxford: Butterworth-Heinemann, 2004.
- [58] A. Humana, Latarjet, M; Ruíz, A, Madrid: Médica Panamericana, 2006.
- [59] S. Standring, *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*, London: Churchill Livingstone, 2005.
- [60] K. Saladin, *Anatomía y fisiología. la unidad entre forma y función*, Lerez: Mc Graw Hill Interamericana, 2013.
- [61] R. Drake, A. Mitchell y W. Vogl, *Gray's Anatomy para Estudiantes*, Filadelfia: Churchill Livingstone, 2015.
- [62] A. Miller, K. DiCaccio-Heckert y B. Davis, *The 3-Minute Musculoskeletal & Peripheral Nerve Exam*, New York: Demos Medical Publishing, 2009.
- [63] A. Pasqualino y G. Panattoni, *Anatomía humana Citología, histología, embriología, anatomía sistemática.*, Italia: Edra, 2009.
- [64] L. Testut y A. Latarjet, *Tratado de Anatomía Humana. Músculos de la región externa de la pierna*, Lyon: Salvat Editores, 1929.
- [65] H. Rouvière y A. Delmas, *Anatomía Humana: Descriptiva, Topográfica y Funcional*, Elsevier Masson, 2005.
- [66] M. Prives, N. Lisenkov y V. Bushkocich, *Anatomía Humana*, Editorial MIR Moscú, 1984.
- [67] «SENIAM,» [En línea]. Available: <http://www.seniam.org/>. [Último acceso: 15 marzo 2019].

## ANEXOS

### 1. Consentimiento Informado



Laboratorio de Análisis del movimiento, Departamento de Ingeniería Biomédica  
Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito – Universidad del Rosario.  
AK.45 No.205-59. Tel: +57(1) 668 3600 ext: 329  
Email: [laura.baron@mail.escuelaing.edu.co](mailto:laura.baron@mail.escuelaing.edu.co), [daniela.hernandez-1@mail.escuelaing.edu.co](mailto:daniela.hernandez-1@mail.escuelaing.edu.co), [mayerly.ochoa@mail.escuelaing.edu.co](mailto:mayerly.ochoa@mail.escuelaing.edu.co)

### Consentimiento Informado para participantes del proyecto

#### Registro y caracterización del movimiento de miembro inferior durante la marcha para evaluar la estabilidad de la rodilla y la coactivación muscular al rededor del tobillo.

Investigadores responsables: Ing. Laura B. Barón, Ing. Daniela Hernández, Ing. M. Natalia Ochoa.  
Grupo colaborador: PhD Luis E. Rodríguez, MSc Alexander Sierra.

1. Confirmando que he leído y entendido el folleto informativo que obra adjunto al presente, para el estudio mencionado y he tenido oportunidad de hacer preguntas y resolver mis dudas.
2. Entiendo que mi participación es *voluntaria* y puedo retirarme en el momento que desee sin dar razones para ello.
3. Estoy de acuerdo en que mi nombre, edad y otros datos antropométricos sean almacenados.
4. Entiendo que los datos registrados pueden ser vistos y utilizados por los miembros del laboratorio de análisis del movimiento, y por quienes estos grupos crean conveniente, y doy mi permiso para que así suceda.
5. Estoy de acuerdo con participar en este estudio.
6. Los resultados de este estudio podrán ser publicados pero mi nombre o identidad no será revelada. Además, estos permanecerán de forma confidencial, a menos que mi identidad sea solicitada por ley.
7. Doy mi permiso para que los registros realizados durante este estudio sean utilizados como material para fines académicos y de investigación (publicaciones, seminarios y/o clases).  
Tache la opción que CORRESPONDA en el cuadro de la derecha.

Sí	No
----	----

\* *Nota: si usted tiene alguna inquietud sobre el resguardo de la información o su seguridad, puede contactarse al Comité de evaluación ética de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio, el cual tiene como fin asegurarse de que se protege de daños a los participantes en la investigación. Si usted desea averiguar más sobre este comité, contacte a la Sra. Martha Pimienta Giraldo, integrante de dicho comité, en la dirección: AK.45 No.205-59. Tel: +57(1) 668 3600, correo electrónico: [martha.pimienta@mail.escuelaing.edu.co](mailto:martha.pimienta@mail.escuelaing.edu.co)*

..... Nombre del Participante	..... Fecha (dd/mm/aa)	..... Firma
..... Nombre del Investigador	..... Fecha (dd/mm/aa)	..... Firma

## 2. Folleto informativo

**PARA ENTRAR EN CONTEXTO**

Con este estudio se busca analizar los parámetros espacio - temporales de la marcha humana, en relación con la co-activación de los músculos y la estabilidad de la rodilla en sujetos sanos y sujetos con lesión en el ligamento lateral externo de la rodilla.

Adicionalmente, se busca evaluar la efectividad de las bandas adhesivas KT tape para estabilizar las lesiones en el ligamento lateral externo de la rodilla.

La coactivación muscular se analizará a partir de las señales de electromiografía superficial (sEMG).

Se realizará un post-procesamiento con el fin de determinar el índice de co-contracción de los músculos del tobillo y de realizar un análisis comparativo de los parámetros biomecánicos de la marcha en los grupos de estudio.



**¿A QUIÉN CONTACTAR?**

Laura B. Barrón 310.4772613  
laura.barron@mail.escuelaing.edu.co

Daniela Hernández 3132.49.4720  
daniela.hernandez-3@mail.escuelaing.edu.co

Natalia Ochoa 312.4390.428  
mayestly.ochoa@mail.escuelaing.edu.co

**Para mayor información acerca de este estudio puede solicitar el protocolo de toma de datos.**

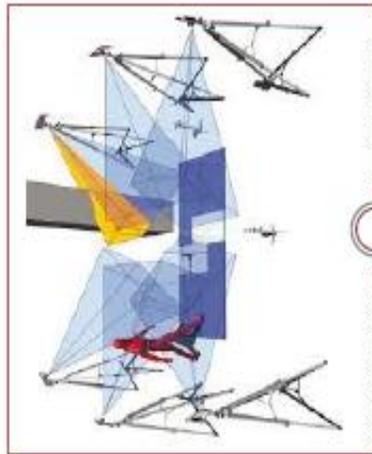


**Registro y caracterización del movimiento de miembro inferior durante la marcha para evaluar la estabilidad de la rodilla y la coactivación muscular al rededor del tobillo.**



**INVESTIGADOR RESPONSABLE**  
Ing. Laura Barrón, Ing. Daniela Hernández,  
Ing. Natalia Ochoa. Facultad de Ingeniería Biomecánica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito – Universidad del Rosario.

**GRUPO COLABORADOR**  
Ph.D. Luis E. Rodríguez, MSc. Alexander Sierra. Facultad de Ingeniería Biomecánica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito



## INFORMACIÓN GENERAL DEL ESTUDIO

**Selección de participantes:** Muestra no aleatoria, de personas voluntarias.

**Lugar de trabajo:** Salón I1-303

**Criterios de inclusión:** Participantes mayores de edad, con ruptura parcial del ligamento externo de la rodilla, voluntarios, conscientes de riesgos y molestias.

**Criterios de exclusión:** Participantes menores de edad, con patologías de rodilla diferentes a la estudiada, que se encuentren bajo los efectos del alcohol o sustancias psicoactivas, que padezcan alguna discapacidad cognitiva.

## PROCEDIMIENTO

### PARTICIPANTES

**Grupo control:** 10 pacientes hombres sin patologías de miembro inferior.

**Grupo patología:** 5 participantes hombres con ruptura parcial de ligamento lateral externo, que no se hayan sometido a cirugía.\*

### PRUEBAS

Con cada participante se realizarán tres pruebas (estática, marcha normal y apoyo monopodal sobre la pierna dominante), con ayuda de un sistema de cámaras BTS y una plataforma de fuerza.

**Tiempo aproximado:** 60 minutos

### UBICACIÓN DE MARCADORES

A cada participante se le ubicarán marcadores reflectivos en las prominencias óseas del miembro inferior (área de la pelvis a los pies), según el protocolo de Davis. Además, se colocarán electrodos de superficie\*\* en algunos músculos del miembro inferior que intervienen en la marcha y dan estabilidad a la rodilla.

\* Al grupo de patología se le harán pruebas subterráneas para las cuales es necesario colocar la banda elástica KT Tape.

\*\* Para la colocación de los electrodos, es necesario reducir la impedancia de la piel con el fin de obtener una señal con mayor calidad, por ello es necesario ablandar la zona de contacto y reducir la cantidad de células muertas mediante un gel abrasivo.

## CONSIDERACIONES

**Condiciones de vestimenta:** Únicamente, bóxer de licra, pegado al cuerpo.

**Riesgos:** Los mismo que cuando se camina a un ritmo natural.

**Molestias:** Se pueden generar por la ubicación de los marcadores y electrodos.

**Beneficios:** Aportar información para el proyecto de investigación y futuros estudios relacionados.

**Incentivos:** Ninguno

**Confidencialidad:** Sus datos personales y medidas antropométricas serán tratados de forma confidencial. En caso de ser necesaria la publicación de los resultados de la prueba, su identidad será protegida.



### 3. Aval Comité de ética – Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito

#### AVAL 01-2019 COMITÉ DE ETICA DE INVESTIGACIÓN

Asistentes	Cargo
Martha Pimienta Giraldo	Subdirectora de fomento y desarrollo a la investigación
Ricardo Martínez Rozo	Médico y profesor de Ingeniería Biomédica

EL COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, certifica mediante la presente acta del 30 de abril de 2019 que se revisó la propuesta "*Registro y caracterización del movimiento de miembro inferior durante la marcha para evaluar la estabilidad de la rodilla y la co-activación muscular al rededor del tobillo*" cuyo investigadores principales son los estudiantes Y *Laura B. Barón, Ing. Daniela Hernández, Ing. M. Natalia Ochoa*, del programa de Ingeniería Biomédica y los tutores son el profesor Luis Eduardo Rodríguez Cheu y Wilson Alexander Sierra Arévalo del programa de Ingeniería Biomédica de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito

#### Se revisaron los siguientes documentos:

- Protocolo
- Consentimiento informado en donde se encuentra registrado: las estrategias para dar a conocer a los participantes la investigación, riesgos y beneficios, como se garantizará la privacidad y el anonimato de los mismos y confidencialidad de los datos de investigación, la cadena de custodia de la información obtenida y las restricciones para su uso por terceros
- Hoja de vida del investigador principal y coinvestigadores

#### Adicionalmente se revisaron los siguientes aspectos:

- Utilidad del protocolo para los participantes, la sociedad o el conocimiento
- Evaluación riesgos y beneficios
- Procedimientos, metodologías y procesos de investigación, el manejo divulgación y archivo de los datos obtenidos.

Adicionalmente se revisó que la investigación no vulnerará la dignidad de los sujetos, no constituye una amenaza bajo ninguna circunstancia, ni causa daño emocional ni moral a los investigados y se ajusta a estándares científicos y éticos propios

## Concepto

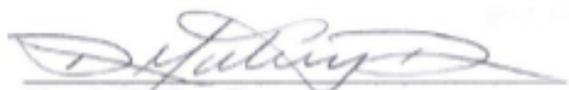
EL COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN de la Escuela Colombiana de Ingeniería, **aprueba el proyecto “Registro y caracterización del movimiento de miembro inferior durante la marcha para evaluar la estabilidad de la rodilla y la co-activación muscular al rededor del tobillo”**. De conformidad con la legislación vigente, este proyecto se clasifica como:

### **INVESTIGACIÓN SIN RIESGO PARA USUARIOS Y PACIENTES.**

Para constancia de lo anterior se firma en la ciudad de Bogotá D.C., el 1 de mayo de dos mil diez y nueve (2019)

---

**Martha Cecilia Pimiento Giraldo**  
**Miembro del Comité de Etica de la Investigación**



**Ricardo Martínez Roza**  
**Miembro del Comité de Etica de la Investigación**

#### 4. Códigos de programación

```
5. %Autor: Natalia Ochoa y Daniela Hernandez
6. %Tesis 2019- Ingeniería Biomédica
7. %Tutor: Ing. Luis Eduardo Cheu
8. %Co-tutor: Ing. Alexander Sierra
9. %% CÓDIGO PARA LECTURA Y PROCESAMIENTO SEÑALES sEMG
10.     clear all, close all, clc
11.     %% Parte 1: Lectura de los archivos .tdf
12.     %   TDFREADDATAEMG   Read EMG Data from TDF-file.
13.     %   [STARTTIME,FREQUENCY,EMGMAP,LABELS,EMGDATA] =
14.     %   TDFREADDATAEMG (FILENAME) retrieves
15.     %   the EMG sampling start time ([s]) and sampling rate
16.     %   ([Hz]),
17.     %   the correspondance map between EMG logical channels and
18.     %   physical channels
19.     %   and the EMG data stored in FILENAME.
20.     %   EMGMAP is a [nSignals,1] array such that EMGMAP(logical
21.     %   channel) == physical channel.
22.     %   LABELS is a matrix with the text strings of the EMG
23.     %   channels as rows.
24.     %   EMGDATA is a [nSignals,nSamples] array such that
25.     %   EMGDATA(s,:) stores
26.     %   the samples of the signal s.
27.     %   See also TDFWRITEDATAEMG
28.     %   Copyright (c) 2000 by BTS S.p.A.
29.     %   $Revision: 7 $ $Date: 14/07/06 11.42 $
30.
31.     emgMap=[]; emgData=[];
32.     globalStartTime=0;
33.     frequency=0;
34.     [filename1,pathname]=uigetfile('.tdf');
35.     % filename=('01.tdf');
36.     [fid,tdfBlockEntries] = tdfFileOpen ([pathname,filename1]);
37.     % open the file
38.     if fid == -1
39.         return
40.     end
41.
42.     tdfDataEmgBlockId = 11;
43.     blockIdx = 0;
44.     for e = 1 : length (tdfBlockEntries)
45.         if (tdfDataEmgBlockId == tdfBlockEntries(e).Type) & (0 ~=
46.             tdfBlockEntries(e).Format)
47.             blockIdx = e;
48.             break
49.         end
50.     end
51. end
```

```

43.     if blockIdx == 0
44.         disp ('Emg Data not found in the file specified.')
45.         tdfFileClose (fid);
46.         return
47.     end
48.
49.     if (-1 == fseek (fid,tdfBlockEntries(blockIdx).Offset,'bof'))
50.         disp ('Error: the file specified is corrupted.')
51.         tdfFileClose (fid);
52.         return
53.     end
54.     %read header information
55.     nSignals = fread (fid,1,'int32');
56.     frequency = fread (fid,1,'int32');
57.     startTime = fread (fid,1,'float32');
58.     nSamples = fread (fid,1,'int32');
59.     %read emg map information
60.     emgMap = fread (fid,nSignals,'int16');
61.     %read emg data
62.     labels = char (zeros (nSignals,256));
63.     emgData = NaN * ones(nSignals,nSamples);
64.
65.     if (1 == tdfBlockEntries(blockIdx).Format)           % by track
66.
67.         for e = 1 : nSignals
68.             label = strtok (char ((fread (fid,256,'uchar'))'),
69. char (0));
70.             labels (e,1:length (label)) = label;
71.             nSegments = fread (fid,1,'int32');
72.             fseek (fid,4,'cof');
73.             segments = fread (fid,[2,nSegments],'int32');
74.             for s = 1 : nSegments
75.                 emgData(e,segments(1,s)+1 :
76. (segments(1,s)+segments(2,s))) = (fread
77. (fid,segments(2,s),'float32'))';
78.             end
79.         end
80.     elseif (2 == tdfBlockEntries(blockIdx).Format)       % by frame
81.
82.         for e = 1 : nSignals
83.             label = strtok (char ((fread (fid,256,'uchar'))'), char
84. (0));
85.             labels (e,1:length (label)) = label;
86.         end
87.         for frm = 1 : nSamples
88.             for sign = 1 : nSignals
89.                 emgData(sign, frm) = (fread (fid,1,'float32'))';

```

```

87.         end
88.     end
89.
90.     end
91.
92.     %Creación de los vectores de tiempo y división de las señales
    por músculo
93.     Fs = frequency;
94.     canal_1=emgData(1,:);
95.     t1=0:1/Fs:(length(canal_1)-1)/Fs;
96.     canal_2=emgData(2,:);
97.     t2=0:1/Fs:(length(canal_2)-1)/Fs;
98.     canal_3=emgData(3,:);
99.     t3=0:1/Fs:(length(canal_3)-1)/Fs;
100.    canal_4=emgData(4,:);
101.    t4=0:1/Fs:(length(canal_4)-1)/Fs;
102.    canal_5=emgData(5,:);
103.    t5=0:1/Fs:(length(canal_5)-1)/Fs;
104.    canal_6=emgData(6,:);
105.    t6=0:1/Fs:(length(canal_6)-1)/Fs;
106.    canal_7=emgData(7,:);
107.    t7=0:1/Fs:(length(canal_7)-1)/Fs;
108.    canal_8=emgData(8,:);
109.    t8=0:1/Fs:(length(canal_8)-1)/Fs;
110.
111.    %% Normalización de las señales
112.
113.    Senal_recti1 = abs(canal_1);
114.    Senal_recti2 = abs(canal_2);
115.    Senal_recti3 = abs(canal_3);
116.    Senal_recti4 = abs(canal_4);
117.    Senal_recti5 = abs(canal_5);
118.    Senal_recti6 = abs(canal_6);
119.    Senal_recti7 = abs(canal_7);
120.    Senal_recti8 = abs(canal_8);
121.
122.    max1 = max(Senal_recti1);
123.    max2 = max(Senal_recti2);
124.    max3 = max(Senal_recti3);
125.    max4 = max(Senal_recti4);
126.    max5 = max(Senal_recti5);
127.    max6 = max(Senal_recti6);
128.    max7 = max(Senal_recti7);
129.    max8 = max(Senal_recti8);
130.
131.    normalizada1 = canal_1/max1;
132.    normalizada2 = canal_2/max2;

```

```

133.     normalizada3 = canal_3/max3;
134.     normalizada4 = canal_4/max4;
135.     normalizada5 = canal_5/max5;
136.     normalizada6 = canal_6/max6;
137.     normalizada7 = canal_7/max7;
138.     normalizada8 = canal_8/max8;
139.
140.     %% Rectificación de las señales normalizadas
141.
142.     otra1 = abs(normalizada1);
143.     otra2 = abs(normalizada2);
144.     otra3 = abs(normalizada3);
145.     otra4 = abs(normalizada4);
146.     otra5 = abs(normalizada5);
147.     otra6 = abs(normalizada6);
148.     otra7 = abs(normalizada7);
149.     otra8 = abs(normalizada8);
150.
151.     %% Filtro pasa bajas de 8 Hz y creación de la envolvente
152.     [b,a]=butter(5,8/1000,'low');
153.
154.     filtr1=filter(b,a,otra1);
155.     filtr2=filter(b,a,otra2);
156.     filtr3=filter(b,a,otra3);
157.     filtr4=filter(b,a,otra4);
158.     filtr5=filter(b,a,otra5);
159.     filtr6=filter(b,a,otra6);
160.     filtr7=filter(b,a,otra7);
161.     filtr8=filter(b,a,otra8);
162.
163.     plot(t1,filtr1);
164.
165.     %% Valor de EMG para cada uno de los músculos
166.
167.     int1 = sum(filtr1);
168.     int2 = sum(filtr2);
169.     int3 = sum(filtr3);
170.     int4 = sum(filtr4);
171.     int5 = sum(filtr5);
172.     int6 = sum(filtr6);
173.     int7 = sum(filtr7);
174.     int8 = sum(filtr8);
175.
176.     %% Calculo CI a partir de 2 métodos
177.     %Método 1
178.     CI1= 2*int5/(int4+int5)*100;
179.     CI2= 2*int7/(int7+int5)*100;

```

```
180.    CI3= 2*int6/(int6+int5)*100;
181.    CI4= 2*int8/(int5+int8)*100;
182.    CI5= 2*int7/(int7+int4)*100;
183.    CI6= 2*int6/(int6+int4)*100;
184.    CI7= 2*int8/(int8+int4)*100;
185.    CI8= 2*int1/(int1+int3)*100;
186.    CI9= 2*int2/(int2+int3)*100;
187.
188.    %Método 2
189.    Ci1= int5/(int4)*100;
190.    Ci2= int7/(int5)*100;
191.    Ci3= int6/(int6)*100;
192.    Ci4= int8/(int5)*100;
193.    Ci5= int7/(int7)*100;
194.    Ci6= int6/(int6)*100;
195.    Ci7= int8/(int4)*100;
196.    Ci8= int1/(int3)*100;
197.    Ci9= int2/(int3)*100;
198.    %% Fin
199.
```