



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Validación experimental de un modelo biomecánico de  
pierna humana

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Mecánica

AUTOR/A: Sánchez Mollá, María Teresa

Tutor/a: Mata Amela, Vicente

Cotutor/a: Zamora Ortiz, Pau

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022

## Agradecimientos:

Agradecer en primer lugar, toda la ayuda prestada de los tutores Vicente Mata y Pau Zamora para el desarrollo de este trabajo y por supuesto, sus correcciones y consejos para mejorar.

También, quiero agradecer el trabajo de Rafael Escarbajal y José Pulloquina. Mencionar al Departamento y a los técnicos, por el uso del laboratorio y todo el material para llevar a cabo los experimentos. Gracias también a la Universitat Politècnica de València.

Mencionar también en estos agradecimientos a mi compañero de experimentos, Valentin Batlle del INSA Lyon.

Especial agradecimiento a una parte fundamental de este trabajo, a los sujetos que se han prestado voluntarios. Muchas gracias por formar parte del trabajo.

Agradezco a toda mi familia, mis padres, mis abuelos y mi hermana por todo el cariño que me han dado. Gracias a ellos y a su apoyo me ha sido posible llegar hasta aquí.

Mil gracias a ti, Alejandro, por todo el ánimo, el apoyo, el amor, la paciencia y por todo.

## Dedicatoria:

*A mis padres, mi hermana y mis abuelos.*

*A ti, cariño.*

*Os quiero.*

## Listado de tablas:

Tabla 1: Datos de los sujetos.....	10
Tabla 2: Localización de los puntos de inserción de los electrodos del SENIAM.....	47
Tabla 3: Rango de impedancia y recomendaciones de The ABC of EMG.....	52
Tabla 4: Amortización por el método constante.....	60
Tabla 5: Precios elementales.....	63
Tabla 6: Precios descompuestos.....	66
Tabla 7: Precio total del presupuesto.....	66

## Listado de figuras:

Fig. 1: Pirámides demográficas del año 2020 y 2050 del INE.....	4
Fig. 2: Tendencia de la cirugía de reemplazo de rodilla (2009-20) de la OCDE. ....	5
Fig. 3 Zona de despolarización en la membrana de la fibra muscular, The ABC of EMG. ...	23
Fig. 4: Esquema de fases acción potencial membrana celular. ....	23
Fig. 5: Reclutamiento y frecuencia de disparo de las unidades motoras como resultado de la superposición de las señales EMG captadas, The ABC of EMG.....	24
Fig. 6: Conversión A/D con diferente frecuencia de muestreo, The ABC of EMG.....	25
Fig. 7: Ultium System de Noraxon.....	27
Fig. 8: Ultium Receiver modelo 880.....	27
Fig. 9:EMG Docking Station modelo 883.....	27
Fig. 10: EMG Sensor modelo 810.....	27
Fig. 11: Ultium EMG Smart Lead modelo 842. ....	27
Fig. 12: Cable receptor del Ultium Receiver al Sensor Docking Station.....	28
Fig. 13: A to B USB Cable.....	28
Fig. 14: Fuente de carga EMG.....	28
Fig. 15: Electrodo dual.....	28
Fig. 16: Pegatinas de doble cara para los medidores.....	28
Fig. 17: Ejes medidor Ultium System.....	29
Fig. 18: indicador en verde.....	30
Fig. 19: Indicador en rojo.....	30
Fig. 20: Sistema de captación de objetos y cálculo espacial de los objetos, de Optitrack. ...	31
Fig. 21: Cálculo de puntos homólogos para conocer la posición espacial de un objeto, de Optitrack.....	31
Fig. 22: Cámara Flex 13.....	32
Fig. 23: CW-500 Calibration Wand Kit.....	32
Fig. 24: CS-200 Calibration Square.....	32
Fig. 25: OPTIHUB USB.....	32
Fig. 26: Marcadores pasivos.....	32
Fig. 27: Posición para escalado óseo (sujeto del experimento).....	34
Fig. 28: Ejercicios de calibración de la cadera.....	34
Fig. 29: Ejercicio calibración rodilla.....	35
Fig. 30: Cuadro de luces de las cámaras Optitrack.....	37
Fig. 31: Equipo de recepción y procesamiento del sensor de fuerzas.....	38
Fig. 32: Barra de herramientas de enmascaramiento de Optitrack.....	38
Fig. 33: Panel de calibración del software Motive de Optitrack.....	39
Fig. 34: Muestras de la vara de calibrar vista en 2D.....	40
Fig. 35: Proceso de Wanding previo al experimento.....	40
Fig. 36: Muestras captadas en cada cámara.....	40
Fig. 37: Cuadro de resultados de la calibración.....	41
Fig. 38: Distorsiones de la lente de la cámara 2D.....	41
Fig. 39: Trayectoria de la vara de calibrar en 3D.....	41
Fig. 40: Ventana para establecer suelo y origen.....	42
Fig. 41: Conexión física trigger Optitrack y Noraxon.....	42
Fig. 42: Marcadores de Rizzoli.....	43
Fig. 43: Sujeto con los marcadores pasivos de Rizzoli.....	43
Fig. 44: Puntos de inserción de los electrodos según SENIAM.....	46
Fig. 45: Sujeto con los marcadores pasivos y los electrodos en la pierna.....	48
Fig. 46: Esquema AnyBody con robot de rehabilitación.....	48
Fig. 47: Segmentos modelo de pierna humana.....	49
Fig. 48: Electrodo conectado al medidor inalámbrico.....	52
Fig. 49: Entorno software MR Noraxon.....	52

## Ecuaciones:

[Ec. 1] .....	50
[Ec. 2] .....	50
[Ec. 3] .....	50
[Ec. 4] .....	50
[Ec. 5] .....	50
[Ec. 6] .....	50
[Ec. 7] .....	50
[Ec. 8] .....	59

## Abreviaturas:

<b>CMRR</b>	Common Mode Rejection Ratio ( <i>Relación de rechazo en modo común</i> )
<b>EMG</b>	Electromiografía
<b>gdl</b>	Grado de libertad
<b>GDLF</b>	Grado de Libertad Funcional
<b>I2MB</b>	Instituto de Ingeniería Mecánica y Biomecánica
<b>IMU</b>	Inertial Measurement Units ( <i>Unidades de medida inerciales</i> )
<b>INE</b>	Instituto Nacional de Estadística
<b>ISB</b>	International Society of Biomechanics ( <i>Sociedad Internacional de Biomecánica</i> )
<b>MME</b>	Modelo MusculoEsquelético
<b>OECD</b>	Organisation for Economic Co-operation and Development ( <i>Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económico</i> )
<b>RMS</b>	Root Mean Square ( <i>Valor cuadrático medio</i> )
<b>SCAs</b>	Sistema de Coordenadas Anatómicas
<b>SENIAM</b>	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles ( <i>ElectroMiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos</i> )
<b>IPC</b>	Índice de Precios al Consumidor
<b>RIS</b>	Reglamento de Impuesto sobre Sociedades
<b>LIS</b>	Ley de Impuesto sobre Sociedades

## Resumen:

Las dolencias de rodilla por el envejecimiento de la población y el descenso de la población activa en vista a 30 años, hace necesario optimizar las terapias y el tiempo dedicado a cada paciente. La robótica hace posible conseguir este objetivo junto con el desarrollo de un modelo que sea capaz de monitorizar las fuerzas y los ejercicios de rehabilitación que tiene que hacer el paciente, adaptándolos a cada caso en particular.

Antes de usarlo en pacientes reales, es necesario probar y validar su eficacia para asegurar la seguridad, efectividad y funcionamiento. Mediante la comparación experimental del modelo con la electromiografía, es posible registrar la activación muscular y compararla con el modelo musculoesquelético.

Los resultados de la experiencia servirán de precedente para mejorar los puntos débiles y comprobar el funcionamiento del modelo y, perfeccionándolo, proceder a la validación para el uso con pacientes reales.

**Palabras clave:** electromiografía, modelo musculoesquelético, músculo, electrodo, marcadores pasivos, fotogrametría, validación, comparación, fuerza, señal, Noraxon, Optitrack, Matlab.

## Resum:

Les molèsties de genoll per l'envelliment de la població i el descens de la població activa en vista a 30 anys, fa necessari optimitzar les teràpies i el temps dedicat a cadascun dels pacients. La robòtica fa possible aconseguir aquest objectiu junt amb el desenvolupament d'un model que siga capaç de monitorar les forces i els exercicis de rehabilitació que ha de fer el pacient, adaptant-los a cada cas en particular.

Abans d'usar-lo en pacients reals, és necessari provar i validar la seua eficàcia per a assegurar la seguretat, efectivitat i funcionament. Mitjançant la comparació experimental de model amb l'electromiografia, és possible registrar l'activació muscular i comparar-la amb el model muscul·lesquelètic.

Els resultats de l'experiència serviran de precedent per a millorar els punts dèbils i comprovar el funcionament del model i, perfeccionant-lo, precedir a la validació per a l'ús en pacients reals.

**Paraules clau:** electromiografia, model múscul·lesquelètic, múscul, elèctrode, marcadors passius, fotogrametria, validació, comparació, força, senyal, Noraxon, Optitrack, Matlab.

## Abstract:

Knee ailments due to the ageing of the population and the decrease in the active population over the next 30 years, make it necessary to optimise therapies and the time dedicated to each patient. Robotics makes it possible to achieve this goal together with the development of a model that is able to monitor the forces and rehabilitation exercises that the patient has to do, adapting them to each particular case.

Before using it on real patients, it is necessary to test and validate its efficacy to ensure safety, effectiveness and performance. By experimentally comparing the model with electromyography, muscular activation can be recorded and compared with the musculoskeletal model.

The results of the experience will serve as a precedent to improve the weak points and check the performance of the model and, by refining it, proceed to validation for use with real patients.

**Key words:** electromyography, electromyography, musculoskeletal model, muscle, muscle, electrode, passive markers, photogrammetry, validation, comparison, force, signal, Noraxon, Optitrack, Matlab.



# Índice general del proyecto:

## **PARTE I. MEMORIA DEL PROYECTO.**

<b>CAPÍTULO 1. OBJETO.</b>	<b>3</b>
<b>CAPÍTULO 2. ESTUDIO DE NECESIDADES.</b>	<b>4</b>
2.1    ROBÓTICA APLICADA A LA REHABILITACIÓN.	5
2.2    NECESIDAD DE MODELOS MUSCULOESQUELÉTICOS.	5
<b>CAPÍTULO 3. PLANTEAMIENTO DE SOLUCIONES Y ALTERNATIVAS.</b>	<b>6</b>
3.1    COMPARACIÓN DE LA EMG-MME.	6
3.2    COMPARACIÓN CON OTROS MODELOS VALIDADOS Y EL MME PARA VALIDAR.	6
3.3    COMPARACIÓN DE MME CON LA SIMULACIÓN MUSCULAR CON ELEMENTOS FINITOS.	6
3.4    SOLUCIÓN ADOPTADA.	7
<b>CAPÍTULO 4. DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA SOLUCIÓN ADOPTADA.</b>	<b>8</b>
<b>CAPÍTULO 5. JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN ADOPTADA: RESULTADOS Y CONCLUSIONES.</b>	<b>10</b>
5.1    DATOS GENERALES.	10
5.2    MÚSCULOS DEL SUJETO 1.	11
5.2.1    Trayectoria 1.	11
5.2.2    Trayectoria 2.	12
5.3    MÚSCULOS DEL SUJETO 2.	13
5.3.1    Trayectoria 2:	14
5.3.2    Trayectoria 3:	14
5.4    MÚSCULOS DEL SUJETO 3.	15
5.4.1    Trayectoria 1.	15
5.4.2    Trayectoria 2.	16
5.4.3    Trayectoria 3.	17
5.5    CONCLUSIONES.	17

## **PARTE II. PLIEGO DE CONDICIONES.**

<b>CAPÍTULO 6. PLIEGO DE CONDICIONES.</b>	<b>21</b>
6.1    OBJETO.	21
6.2    CONDICIONES DE LOS MATERIALES.	22
6.2.1    Electromiografía (EMG).	22
6.2.1.1    Características.	22
6.2.1.2    Control de calidad. Factores influyentes en la detección de la señal.	26
6.2.2    Noraxon.	26
6.2.2.1    Hardware de Noraxon.	26
a.    Especificaciones técnicas.	27
6.2.2.2    Software Noraxon MR3.	29
a.    Especificaciones técnicas.	29
6.2.2.3    Control de calidad. Registrar una medida.	30
6.2.3    Optitrack.	30
6.2.3.1    Hardware de Optitrack.	30
a.    Especificaciones técnicas.	31
6.2.3.2    Software de Optitrack.	33
a.    Especificaciones técnicas.	33
6.3    CONDICIONES DE EJECUCIÓN.	33
6.3.1    Ejercicios previos al experimento.	33
6.3.1.1    Calibración del sujeto.	33
6.3.1.2    Grado de libertad funcional.	35
6.3.2    Protocolo de ensayos.	36
6.3.2.1    Sujeto.	36

6.3.2.2	Calibración del sistema de fotogrametría.....	37
a.	Enmascaramiento.....	38
b.	Wanding.....	38
c.	Establecimiento del suelo y origen.....	41
6.3.2.3	Trigger entre Optitrack y Noraxon.....	42
6.3.2.4	Marcadores pasivos.....	42
6.3.2.5	Equipo y pautas generales.....	43
6.3.2.6	Electrodos.....	44
6.3.2.7	Inserción de los electrodos.....	45
6.3.2.8	Modelo Músculo Esquelético (MME).....	48
a.	Características del MME.....	49
b.	Simplificaciones del modelo.....	50
6.3.2.9	Control de calidad. Verificación de la señal y errores típicos en la medida.....	51
6.3.3	Normalización EMG.....	54

### **PARTE III.PRESUPUESTO.**

<b>CAPÍTULO 7. PRESUPUESTO.....</b>	<b>59</b>	
7.1	OBJETO.....	59
7.2	PRECIOS ELEMENTALES.....	61
7.3	PRECIOS DESCOMPUESTOS.....	63
7.4	PRECIO TOTAL DEL PRESUPUESTO.....	66

### **PARTE IV. PLANOS.**

<b>CAPÍTULO 8. PLANOS.....</b>	<b>69</b>	
8.1	ORGANIGRAMA TÉCNICO.....	69
8.2	LISTADO DE PLANOS.....	69
<b>CAPÍTULO 9. REFERENCIAS.....</b>	<b>77</b>	
<b>ANEJOS.....</b>	<b>78</b>	

Parte I.

---

# MEMORIA DEL PROYECTO

---



# Capítulo 1. Objeto.

El Instituto de Ingeniería Mecánica y Biomecánica (I2MB) de la UPV ha desarrollado un modelo musculoesquelético (MME) para su uso en rehabilitación. Antes de proceder a su uso en pacientes reales es necesario comprobar su correcto funcionamiento y validar que los resultados obtenidos son suficientemente cercanos a la realidad para su aplicación. Para ello, se han realizado los experimentos mostrados más adelante con la finalidad de comprobar que los resultados que el MME ofrece son cercanos a la realidad y, por lo tanto, es posible proceder a la validación de este. Se trata de un ensayo para la validación del modelo citado, no de un ensayo clínico.

Por lo tanto, la validación que se va a llevar a cabo en el presente proyecto sirve de precedente a la validación experimental del modelo, con el objetivo de conocer si la metodología experimental y el trabajo realizado hasta el momento, funciona conforme lo esperado. Mediante la información obtenida de los ensayos, se pretenden conocer los puntos débiles y limitaciones para corregirlas y mejorarlas.

## Capítulo 2. Estudio de necesidades.

De acuerdo con el estudio realizado por el Instituto Nacional de Estadística (INE), "Proyecciones de Población 2020-2070" [1], España sufre un grave problema de envejecimiento poblacional. El estudio anuncia que el grupo más numeroso en el año 2020 fue el de personas de entre 40 y 49 años (nacidos entre 1970 y 1979) y si la tendencia demográfica se mantiene, en el año 2050 los nacidos durante estos años tendrán edades entre 70 y 79 años. Actualmente, la población de más de 65 años se sitúa en torno al 20% del total de población y se proyecta que crecerá más del 30% en el año 2050. Esto quiere decir que serán más de 15 millones de personas, frente a los 9 millones ahora. Además, el informe revela una reducción relativa de la población activa.

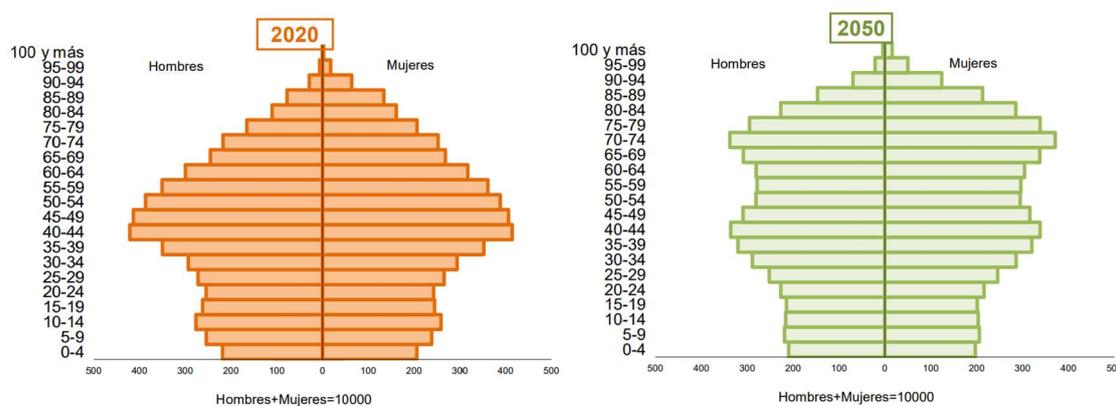


Fig. 1: Pirámides demográficas del año 2020 y 2050 del INE.

El envejecimiento de la población lleva consigo el aumento de la posibilidad de sufrir dolor articular o sufrir algún accidente traumático en algún miembro, como pueden ser lesiones en la pierna y rodilla. El aumento de dolencias conlleva un aumento de la necesidad de terapias de rehabilitación y ejercicios para la reducción del dolor articular. Según el [OECD](#), la principal indicación para el reemplazo de cadera y rodilla es la osteoartritis. El desarrollo de esta patología está fuertemente ligado con la edad, aumentando a partir de los 50 años. La cirugía de reemplazo se practica principalmente en personas mayores de 60 años.

Los datos más recientes de cirugía de reemplazo de rodilla del año 2019 indican que España se ha llevado a cabo en 139 por cada 100 000 personas, lo que está en torno a la media global del OECD33 (137 por cada 100 000 personas).

Además, analizando los datos recogidos por este organismo desde el año 2009, se observa una tendencia en general al alza de las cirugías de reemplazo de rodilla [2].

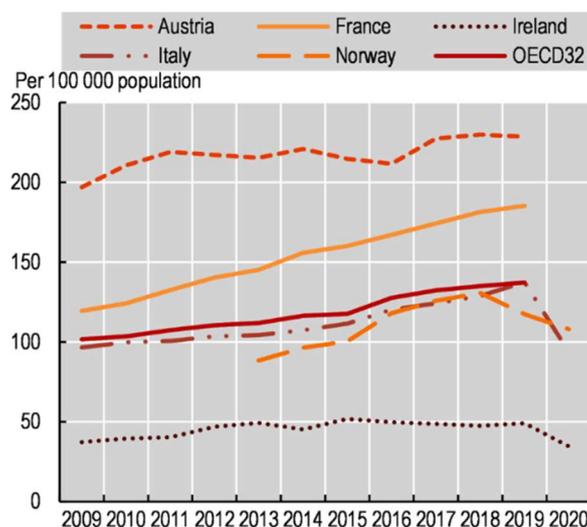


Fig. 2: Tendencia de la cirugía de reemplazo de rodilla (2009-20) de la OCDE.

El aumento de las dolencias conlleva un aumento de la necesidad de terapias de rehabilitación y ejercicios para la reducción de dolor articular. Además, la reducción de la población activa frente a personas jubiladas hace necesario optimizar el tiempo del personal sanitario para poder atender al mayor número de personas posible.

## 2.1 Robótica aplicada a la rehabilitación.

Los robots paralelos son cada vez más utilizados en la rehabilitación de la extremidad inferior debido a su robustez, sencillez, versatilidad, capacidad de carga y bajo coste.

El uso de la robótica en la rehabilitación permite reducir la carga de trabajo del personal, ya que, gracias a la ayuda de un robot diseñado correctamente para dicha finalidad, permite repetir diferentes tareas de rehabilitación sin sufrir fatiga y almacenar en su memoria gran cantidad de ejercicios. Además, sería posible adaptarlos al paciente mediante indicaciones de un profesional o bien, usando inteligencia digital, la cual adaptaría los ejercicios dependiendo del estado del paciente y sus limitaciones de movilidad, fuerza o daño.

Con la introducción de la robótica en la rehabilitación, sería posible aumentar el número de pacientes tratados con el mismo equipo profesional.

## 2.2 Necesidad de modelos musculoesqueléticos (MME).

Para poder desarrollar de forma segura y óptima las terapias de rehabilitación es necesario tener un modelo matemático que indique las fuerzas que aparecen en el miembro que se está rehabilitando. Un modelo musculoesquelético (MME) es un modelo dinámico inverso en el que, a partir de la cinemática y de las acciones exteriores (fuerzas y pares de fuerzas), se obtienen las acciones internas. Mediante su uso, se puede obtener información sobre qué está pasando en la pierna del paciente para poder garantizar la seguridad de este, el seguimiento y optimización de los ejercicios.

## **Capítulo 3. Planteamiento de soluciones y alternativas.**

Las alternativas para proceder a la validación de un modelo son limitadas, bien sea por complejidad, por tiempo de cálculo o por fiabilidad. Por ello, son pocas las alternativas viables para llevar a cabo validaciones de este tipo. Se procede a analizar la viabilidad y los distintos aspectos a tener en cuenta de las alternativas.

### **3.1 Comparación de la EMG-MME.**

La validación se lleva a cabo mediante la comparación del modelo músculoesquelético (MME) con la electromiografía (EMG).

La EMG se trata de la medición de la activación muscular mediante electrodos que registran la actividad eléctrica de los músculos ante cualquier cambio. Se calcula la fuerza que ha ejercido cada músculo mediante un modelo músculoesquelético desarrollado en Matlab.

Ambos resultados, se deben procesar y normalizar antes de ser comparados y, una vez hecho esto, se grafican y se calcula la correlación que existe entre ellos.

Una desventaja que presenta esta alternativa es el largo proceso experimental. Además de la sensibilidad y cuidado que se debe llevar a la hora de colocar los aparatos para realizar la EMG. La dificultad de saber si se ha colocado en el músculo correcto y la sensibilidad de los aparatos a la hora de medir, hace que se requiera de paciencia y precisión.

### **3.2 Comparación con otros modelos validados y el MME para validar.**

La comparación de otros modelos ya desarrollados y validados con el MME propio es un método habitual de validación, debido a las facilidades que presenta y mayor rapidez a la hora de obtener resultados.

La validación se lleva a cabo mediante la comparación de nuestro modelo con los resultados obtenidos de otros modelos desarrollados y validados por otros autores. Se considera válido si los resultados de los modelos validados y el propio obtienen unos resultados semejantes y las correlaciones son buenas.

Se trata de una validación indirecta y dependiente de otros modelos. Esto puede provocar la discrepancia o el aumento de errores en los resultados. Lo que hace que su fiabilidad sea menor, a pesar de que es un método muy utilizado por su sencillez.

### **3.3 Comparación de MME con la simulación muscular con elementos finitos.**

Se simula mediante elementos finitos el tejido muscular, de manera que se pueda reproducir su respuesta mecánica de forma activa y pasiva. Se parte de la geometría del músculo conseguida mediante resonancias magnéticas y haciendo uso de las propiedades mecánicas

del tejido muscular obtenidas en laboratorio. La simulación se lleva a cabo con el software comercial [ABAQUS](#) de Dassault Systèmes.

La prueba consiste en realizar ensayos de tracción y la activación eléctrica de los músculos para poder observar la respuesta humana y compararla con la obtenida mediante la simulación [3].

La mayor desventaja de este método para la validación es la necesidad de extraer características del músculo humano o de algún animal, lo cual resulta muy invasivo e incluso, poco ético. La alternativa a este método es realizar una resonancia magnética para obtener la geometría del músculo, lo cual resulta demasiado caro y requiere de personal especializado.

### **3.4 Solución adoptada.**

Después de analizar las ventajas e inconvenientes que ofrecen cada una de las alternativas expuestas en este punto, se ha llegado a la conclusión de que la mejor solución es la comparación del MME con EMG.

Se trata de una forma barata, no invasiva y aceptada en la comunidad científica como método de validación. En el siguiente punto se va a detallar en qué consiste esta técnica y cómo se va a llevar a cabo.

## Capítulo 4. Descripción detallada de la solución adoptada.

Teniendo en cuenta las ventajas e inconvenientes de cada una de las alternativas, se ha decidido que la opción idónea es la comparación del modelo músculoesquelético (MME) con la electromiografía.

Esta alternativa es la más sencilla de llevar a cabo, ya que no requiere de personal médico o especializado en algún campo de la sanidad. Además, el equipo usado es y menos invasivo para los sujetos. Se trata de un método no invasivo que se acerca al comportamiento real del músculo y a efectos prácticos, es una buena herramienta. Los programas que se van a usar permiten la monitorización de lo que se está obteniendo en tiempo real. Esto es, la señal EMG, la reproducción del sujeto, la fuerza ejercida y demás parámetros.

La electromiografía (EMG) es una técnica experimental para registrar y analizar las señales eléctricas emitidas con la activación muscular. Existen varios tipos y en este caso, con una EMG no invasiva es posible obtener los resultados buscados de la activación muscular, ya que se van a medir los músculos más superficiales del miembro inferior derecho del sujeto.

El impulso eléctrico debido a la activación del músculo es detectado por los electrodos y enviado a través de los sensores al programa que registra la EMG. El programa que se va a usar es de la marca estadounidense Noraxon, tanto el software como el hardware, ya que es muy intuitivo de usar y potente.

La colocación de los electrodos se hará en cinco músculos de la pierna derecha. El procedimiento que se va a seguir se recoge en el [SENIAM](#). Dicha página es de una organización de la unión europea dedicada a la investigación y divulgación en el campo de la electromiografía no invasiva y explica detalladamente la colocación de los electrodos para obtener unos resultados excelentes.

Por lo que respecta a la monitorización de la posición del sujeto, se lleva a cabo a través de un sistema de fotogrametría, en concreto se va a usar el equipo de Optitrack, hardware y software. El sistema es capaz de captar la posición y recrear al sujeto gracias al sistema de cámaras instaladas en una sala pensada para este uso. Cada cámara capta cada marcador y calcula la posición exacta de cada marcador por puntos homólogos. Así es posible recrear al sujeto de forma virtual. Los marcadores pasivos, los cuales van a captar las cámaras, se colocan siguiendo la posición de los marcadores de Rizzoli.

El sistema requiere de calibración cada vez que se va a usar, no obstante, es fácil, rápido y asegura obtener unos buenos resultados. Además, es potente, fácil de usar y recrea la posición del sujeto en tiempo real, lo cual supone una ventaja para visualizar si está ocurriendo algún error.

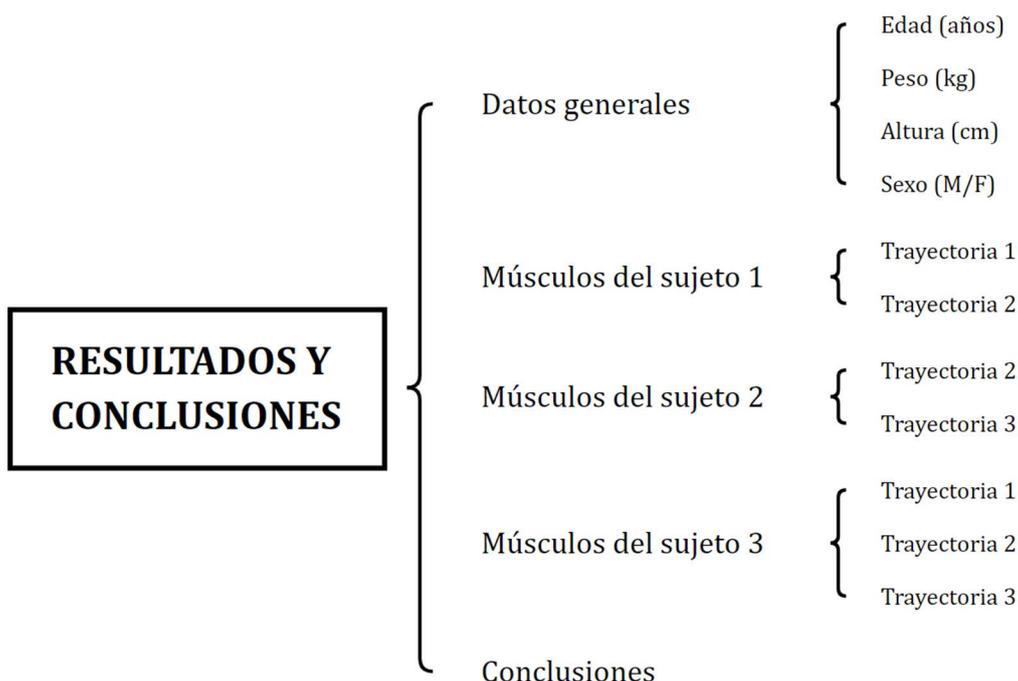
La medición de todos los parámetros se hace mediante un ensayo a sujetos sanos, previamente avisados y de acuerdo con lo que se va a llevar a cabo. La conformidad del sujeto queda por escrito en un documento de consentimiento que deben firmar. Debido a la gran cantidad de procedimientos que se deben llevar a cabo en el experimento, puede resultar largo y tedioso. No obstante, en todo momento el sujeto o el personal participante en la prueba puede pedir hacer una pausa. El ensayo está previamente testado y dispone de elementos de seguridad, por lo que resulta una prueba muy segura y fiable.

El modelo músculoesquelético (MME) permite simular la biomecánica del cuerpo humano, lo que resulta muy útil para estimar la fuerza que realizan los músculos en tiempo real. Esto es posible gracias al desarrollo de un programa que calcula a través de la información recogida, la cinemática y las fuerzas exteriores actuantes sobre el sujeto, por los aparatos de medida usados durante la prueba. Para que funcione en tiempo real es necesario asumir una serie de simplificaciones que ahorren tiempo de cálculo. Las articulaciones se simplifican a mecanismos y pares cinemáticos a los que se asemejan. Aunque en general funciona correctamente, usar simplificaciones puede inducir a algún tipo de error en las medidas, lo cual es una cuestión por mejorar y mediante el presente proyecto, se pretende conocer.

Por último, es necesario normalizar las señales obtenidas para poder realizar la comparación de ambas señales. Los datos deben ser procesados para que sean equiparables, ya que la activación muscular es una señal eléctrica y la señal del modelo músculoesquelético se mide en unidades de fuerza. Mediante un software, es un proceso automático, aunque lento.

## Capítulo 5. Justificación de la solución adoptada: resultados y conclusiones.

Mediante los resultados obtenidos se justifica la validez y éxito de la solución adoptada. La estructura que se ha seguido se ha recogido en el siguiente esquema. Cabe remarcar que no se trata de un ensayo clínico, si no de una metodología para la validación de un modelo.



### 5.1 Datos generales.

Los datos relevantes que se han utilizado durante el experimento para el modelado durante la experiencia se muestran a continuación:

	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (cm)	Sexo
<b>Sujeto 1</b>	29	61	180	M
<b>Sujeto 2</b>	21	84,9	186	M
<b>Sujeto 3</b>	42	77	183	M

Tabla 1: Datos de los sujetos.

Las correlaciones con resultado negativo o NaN (pérdida de señal), se considerará que no son correctas y, por lo tanto, no existe una correlación. Se marcará con un guión (-). Además, se considera como correlación con unos buenos resultados aquellas que su resultado sea mayor al 60%. En el modelo no se ha tenido en cuenta la influencia de los ligamentos en el movimiento y la fuerza, lo que resulta un motivo para tener en cuenta a la hora de discutir los resultados de la prueba.

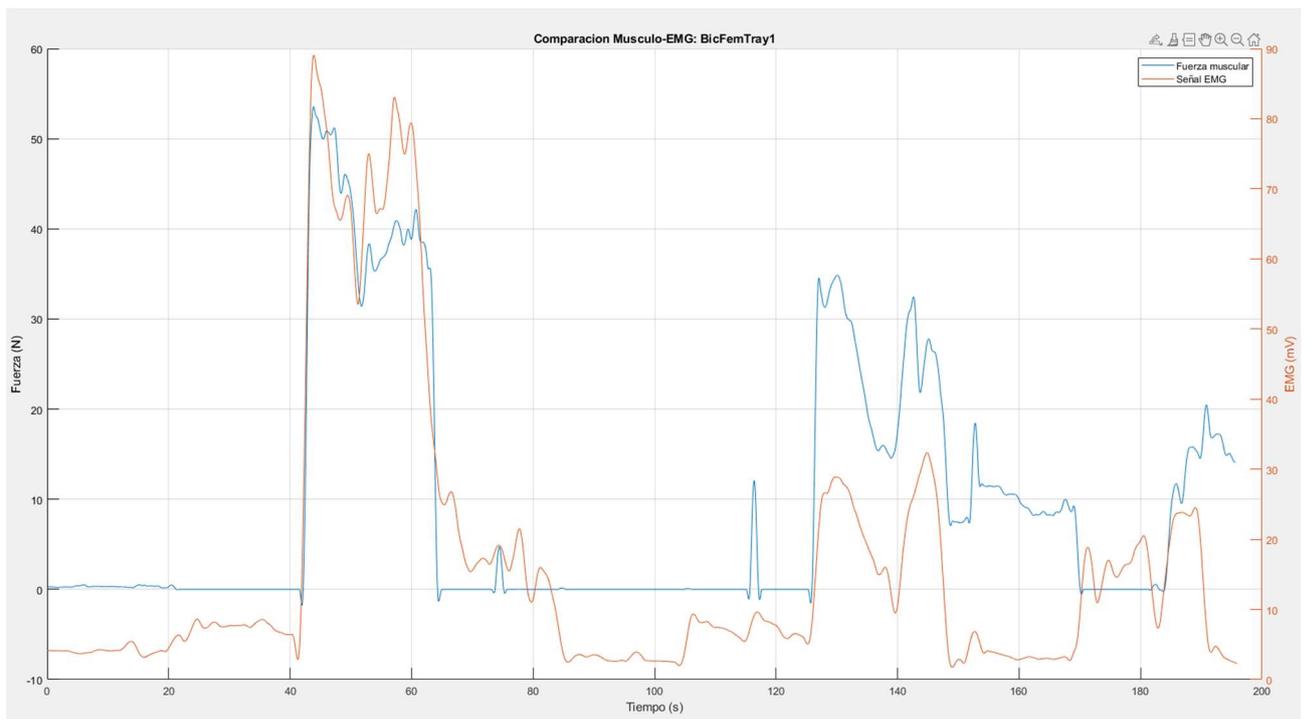
A continuación, se adjuntan las correlaciones más relevantes de la experiencia para cada sujeto. La totalidad de los gráficos se adjunta en el apartado de Anejos, al final del documento.

Las correlaciones han sido calculadas mediante la correlación de Spearman. Se explica más detalladamente en el punto 6.3.3.

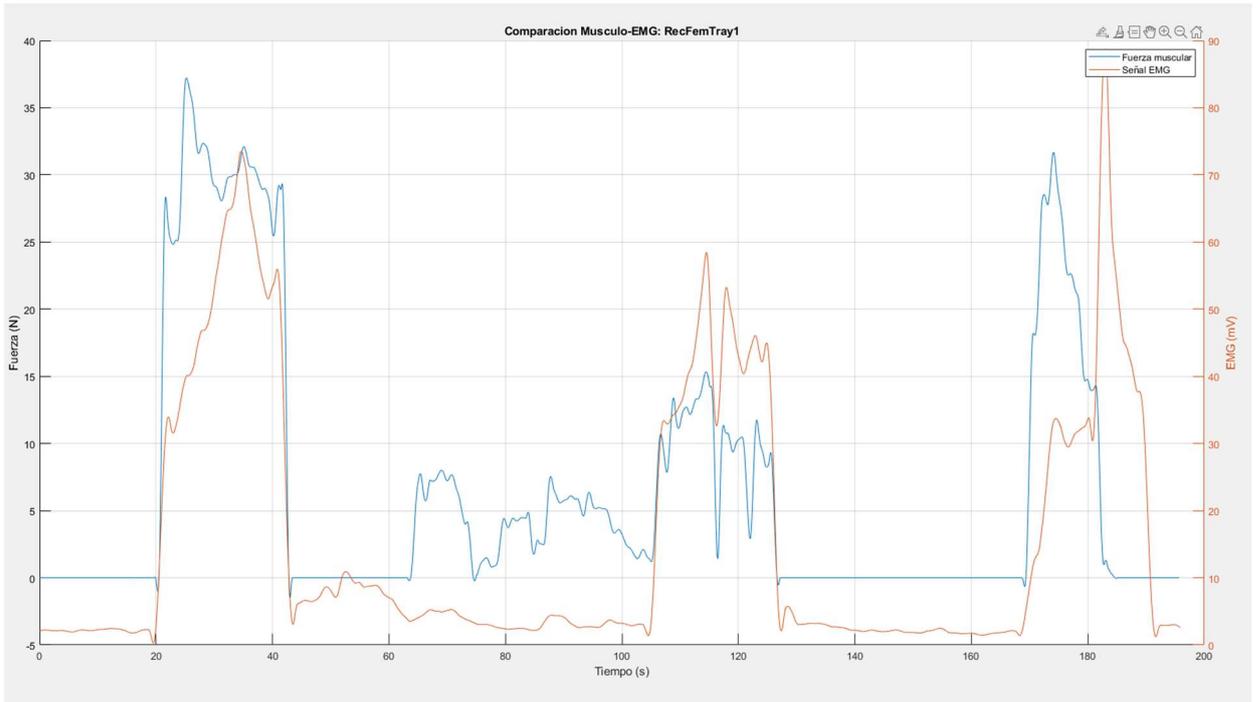
## 5.2 Músculos del sujeto 1.

	Trayectoria 1	Trayectoria 2
<b>BicFem</b>	0,3707	0,1277
<b>GastMed</b>	-0,0241	0,0725
<b>RecFem</b>	0,6519	0,6179
<b>SemTend</b>	0,3153	0,1596
<b>TenFacLat</b>	NaN	NaN

### 5.2.1 Trayectoria 1.



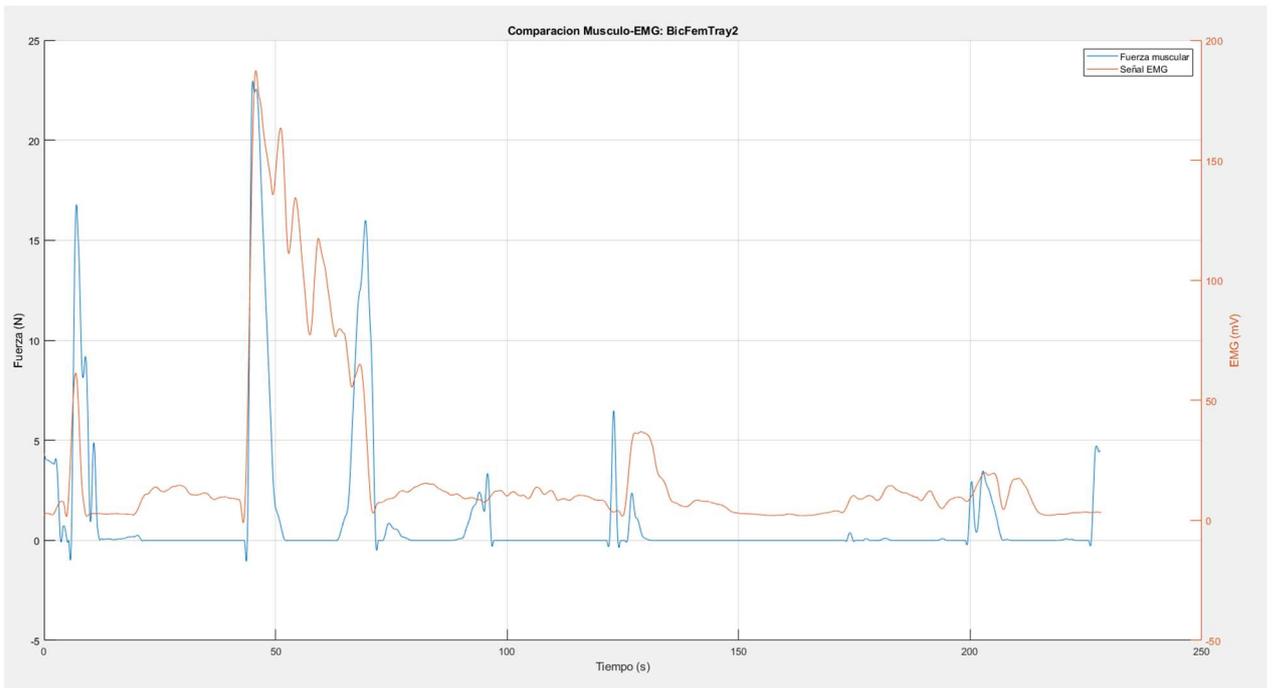
CorrBicFem: 0,3707



CorrRecFem: 0,6519

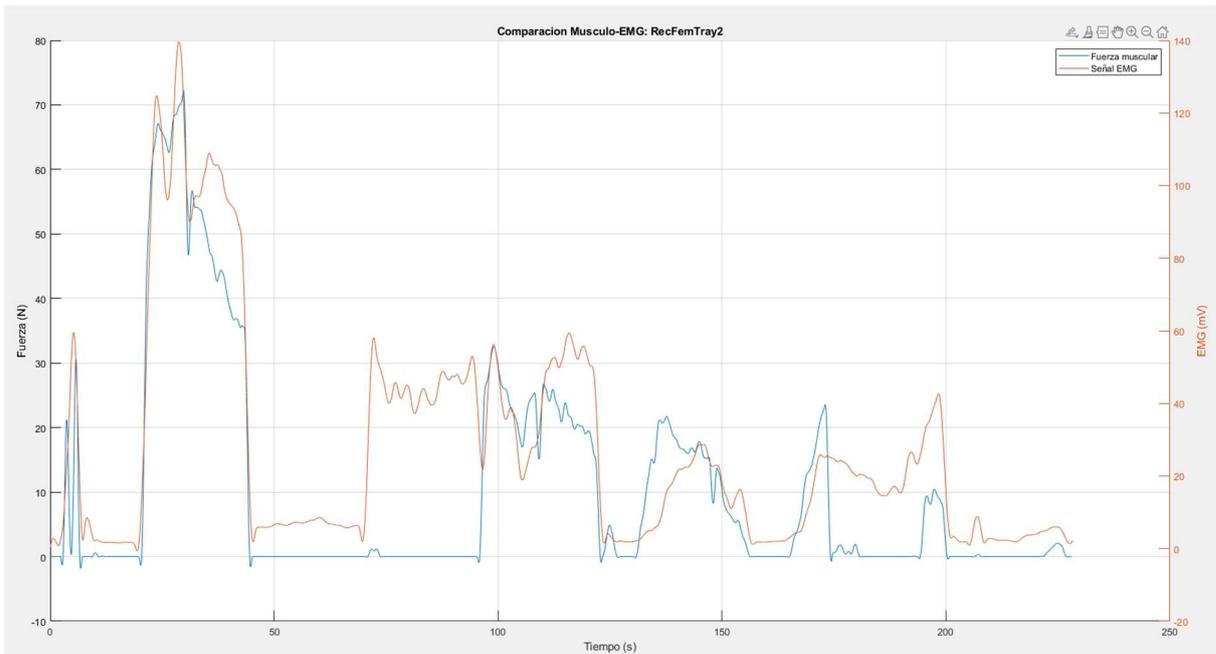
---

## 5.2.2 Trayectoria 2.



CorrBicFem: 0,1277

---

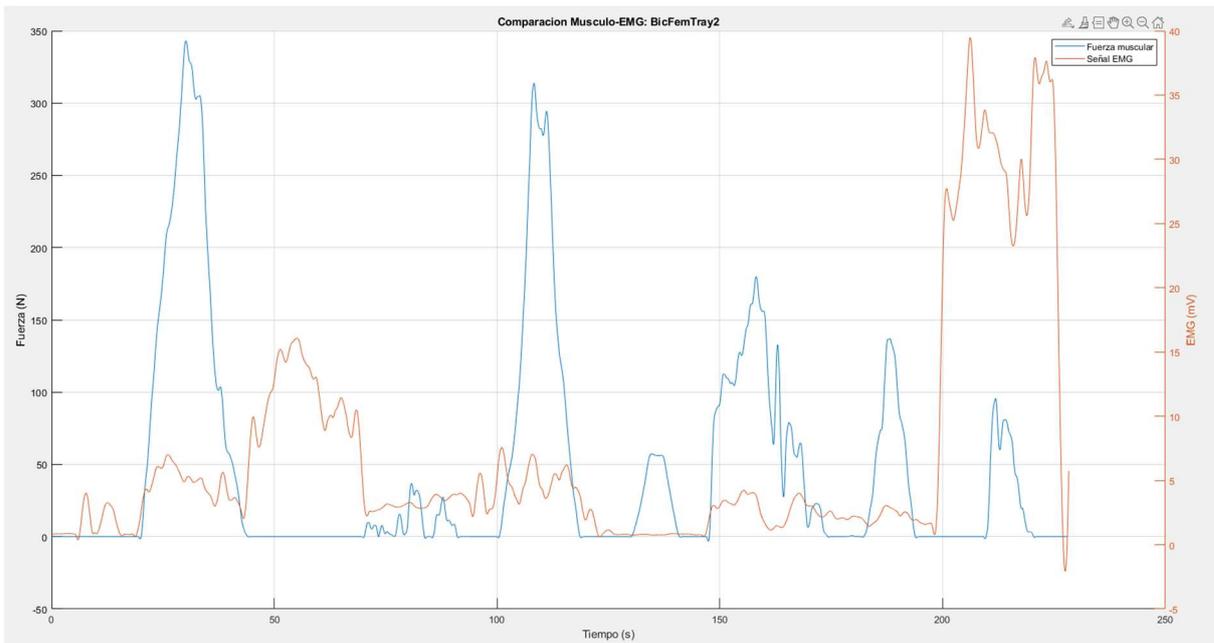


CorrRecFem: 0,6179

### 5.3 Músculos del sujeto 2.

	Trayectoria 2	Trayectoria 3
<b>BicFem</b>	0.0987	-0.2628
<b>GastMed</b>	-0.0391	-0.1510
<b>RecFem</b>	-0.5663	-0.1060
<b>SemTend</b>	-0.0260	0.0820
<b>TenFacLat</b>	NaN	NaN

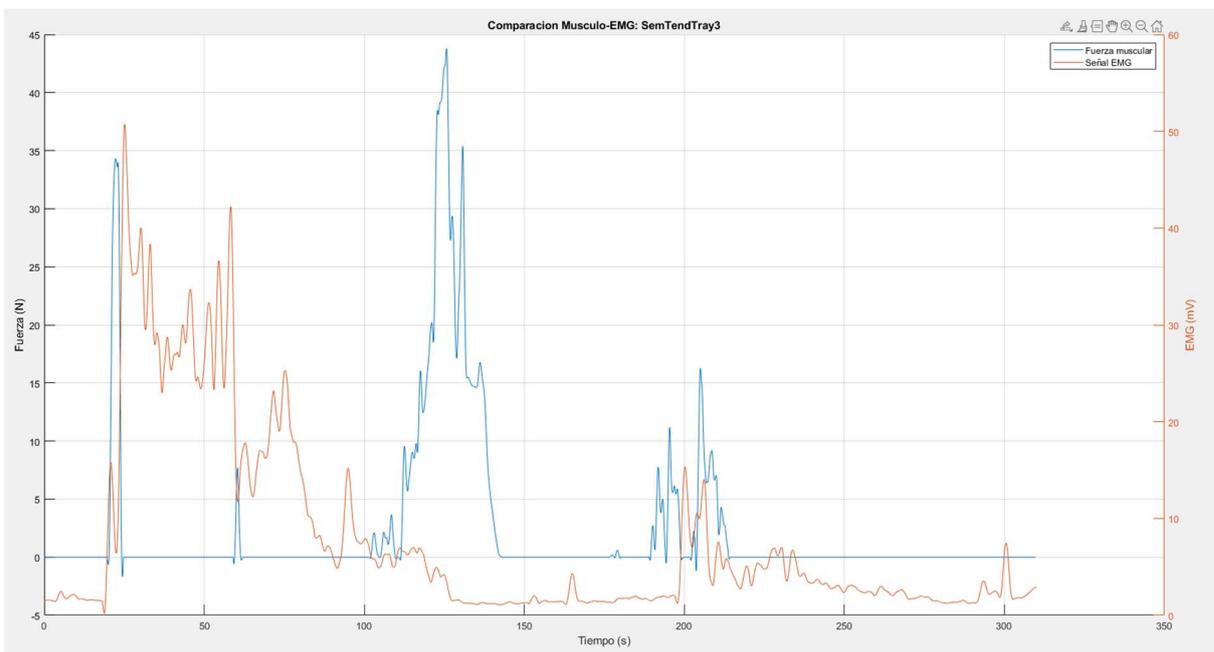
### 5.3.1 Trayectoria 2:



CorrBicFem: 0.0987

---

### 5.3.2 Trayectoria 3:



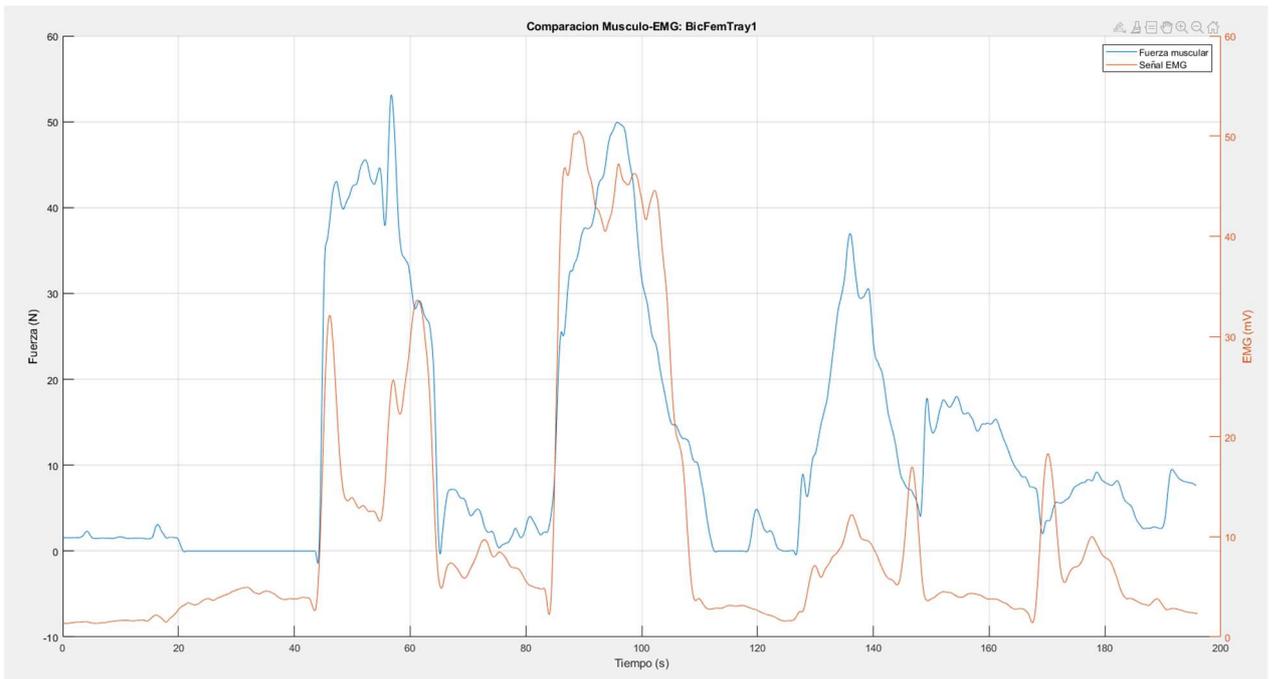
CorrSemTend: 0.0820

---

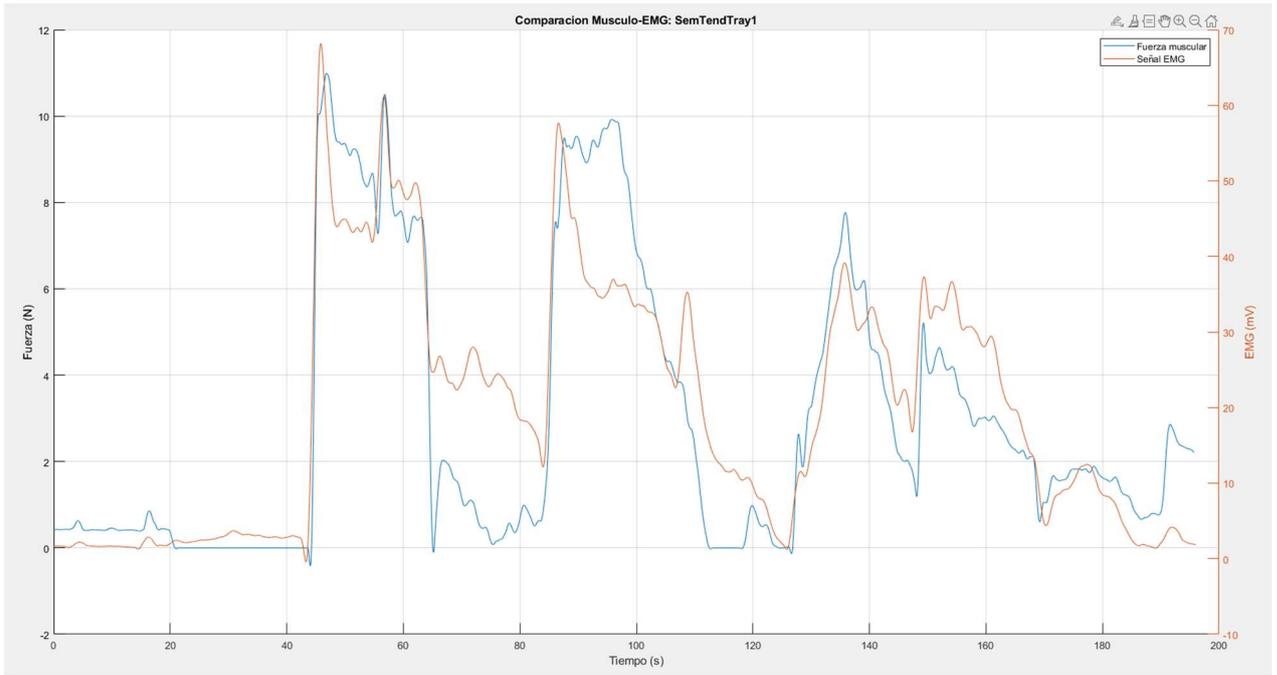
## 5.4 Músculos del sujeto 3.

	Trayectoria 1	Trayectoria 2	Trayectoria 3
<b>BicFem</b>	0,683	0,0237	-0,0918
<b>GastMed</b>	0,5026	-0,1062	-0,0309
<b>RecFem</b>	0,4221	0,6692	0,842
<b>SemTend</b>	0,8249	0,3111	0,4871
<b>TenFacLat</b>	NaN	NaN	NaN

### 5.4.1 Trayectoria 1.



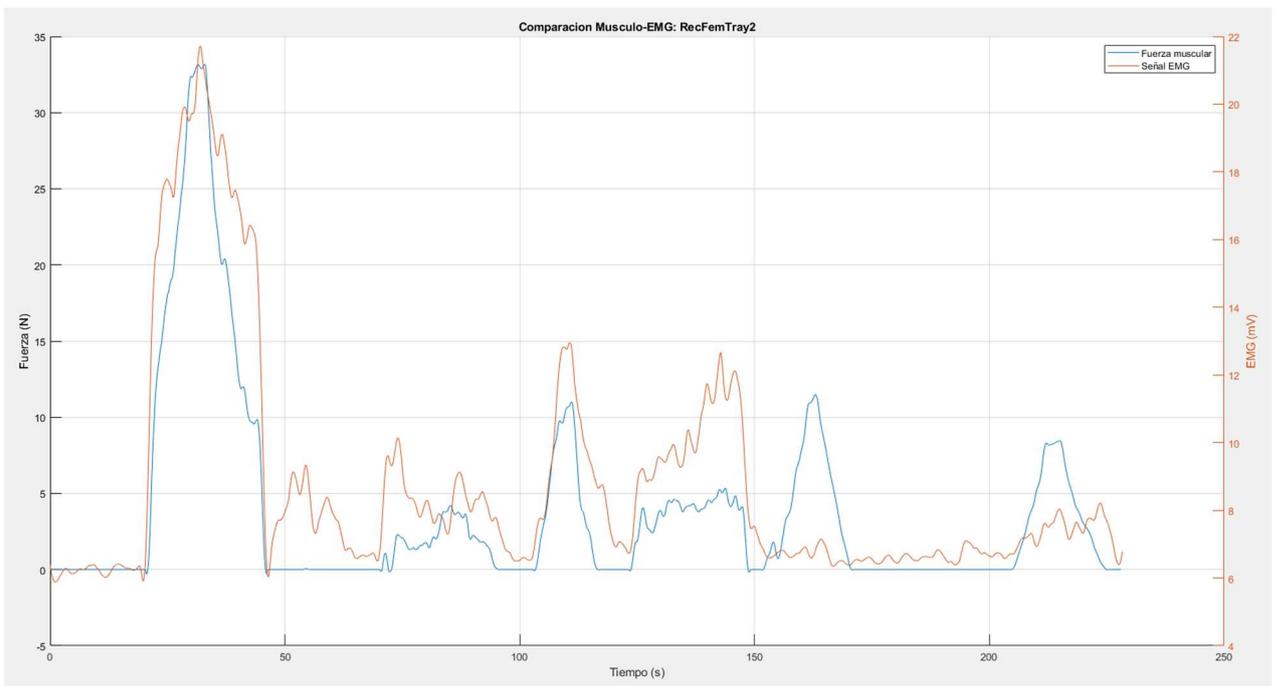
CorrBicFem: 0,683



CorrSemTend: 0,8249

---

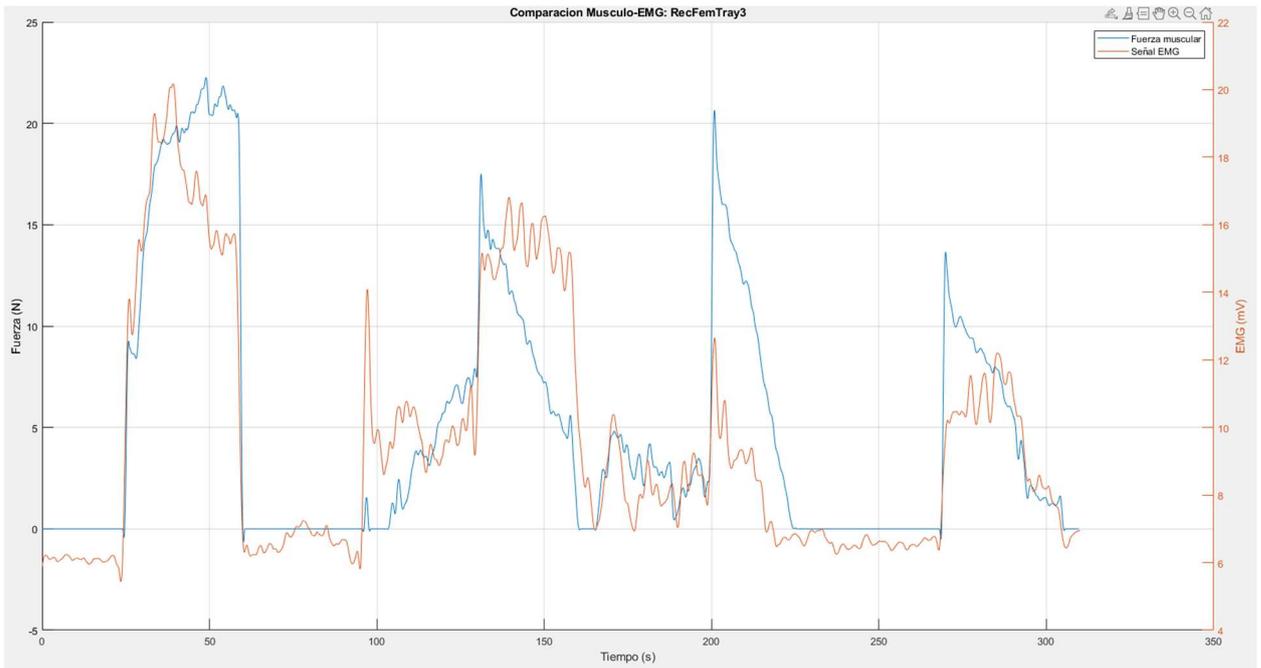
## 5.4.2 Trayectoria 2.



CorrRecFem: 0,6692

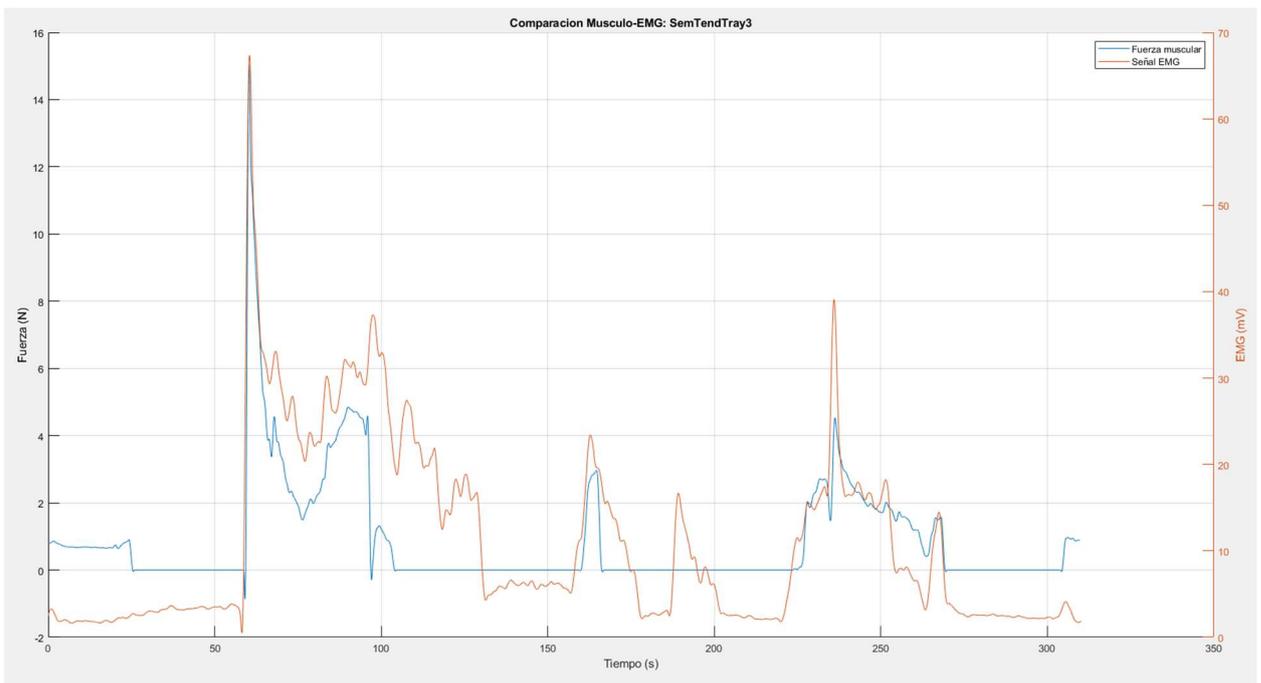
---

### 5.4.3 Trayectoria 3.



CorrRecFem: 0,842

---



CorrSemTend: 0,4871

---

## 5.5 Conclusiones.

Los resultados obtenidos no son excelentes, sin embargo, en ciertos intervalos de tiempo la correlación es muy alta. También, para ciertos músculos, como es el caso del Rectus Femoris, el modelo funciona muy bien. En líneas generales, el modelo es muy mejorable y la

falta de correlación puede deberse a que se trata de un modelo de 1 gdl con el que se están midiendo músculos biarticulares.

Es notable la influencia en si un músculo es biarticular o monoarticular. Un músculo biarticular tiene influencia sobre dos articulaciones simultáneamente. En cambio, uno monoarticular, tiene acción sobre una única articulación. En el caso de los músculos biarticulares, para actuar sobre una única articulación, se requiere de otros músculos que limiten o creen movimiento deseado sobre las articulaciones en las que influye. En este caso, todos los músculos estudiados son biarticulares, lo que significa que la fuerza y la activación tiene efecto sobre dos articulaciones simultáneamente, lo que hace que sea más complicado estimar su funcionamiento.

Por otra parte, las correlaciones se pueden calcular de diversas formas y el modelo que se ha usado solamente contempla alguna de ellas, ya que es necesario simplificarlo para que opere en tiempo real. La actuación de cada músculo es distinta, por lo que en algún caso no se obtiene una buena correlación. Este es un factor importante a la hora de estudiar y entender los resultados obtenidos en las correlaciones para poder conocer el origen de una mala correlación.

Los resultados obtenidos para el sujeto 2, con unas correlaciones tan bajas y unos gráficos tan dispares, es debido a que durante el experimento la bota se separó de la base donde está sujeta al robot porque se soltaron los tornillos. Esto es un punto para tomar en cuenta, ya que en futuras experiencias y una vez validado, se debe asegurar el buen amarre de la bota al robot. Si este factor no se remedia, los resultados obtenidos serán erróneos.

En otros casos, como en el gráfico del Rectus Femoris del Sujeto 1 en la trayectoria 1 o en el gráfico del Semitendinoso del Sujeto 3 de la trayectoria 3 en los intervalos de tiempo de 180 a 190s y 100 a 130 s, respectivamente, se observa que se ha detectado actividad muscular en la EMG, mientras que el MME indica que no hay activación durante ese intervalo de tiempo. Se trata de un error en el modelo que se debe solucionar, ya que es imprescindible que el modelo sea capaz de detectar la actividad del músculo durante todo el intervalo de tiempo que esté activo.

En el caso del Tensor Fascia Latae, las correlaciones no han resultado nada exitosas (ver Anejo IV), ya que en la mayoría de los casos se perdió la señal. Este músculo actúa como flexor y extensor de la rodilla, además de ser un abductor de la cadera. En cambio, el modelo lo considera como un músculo extensor únicamente, por lo que la detección es contradictoria y provoca una pérdida de la señal. Se trata de uno de los puntos débiles del modelo, el cual se pretende mejorar en posteriores versiones.

Por último, el modelo funciona con un solo grado de libertad, lo que resulta limitante a la hora de estimar el comportamiento de los músculos de un ser humano. Es por ello por lo que se necesita contemplar un modelo con más grados de libertad. El I2BV está desarrollando una mejora del modelo, el cual contempla 6 gdl, por lo que será capaz de predecir mejor el comportamiento de los músculos biarticulares.

Parte II.

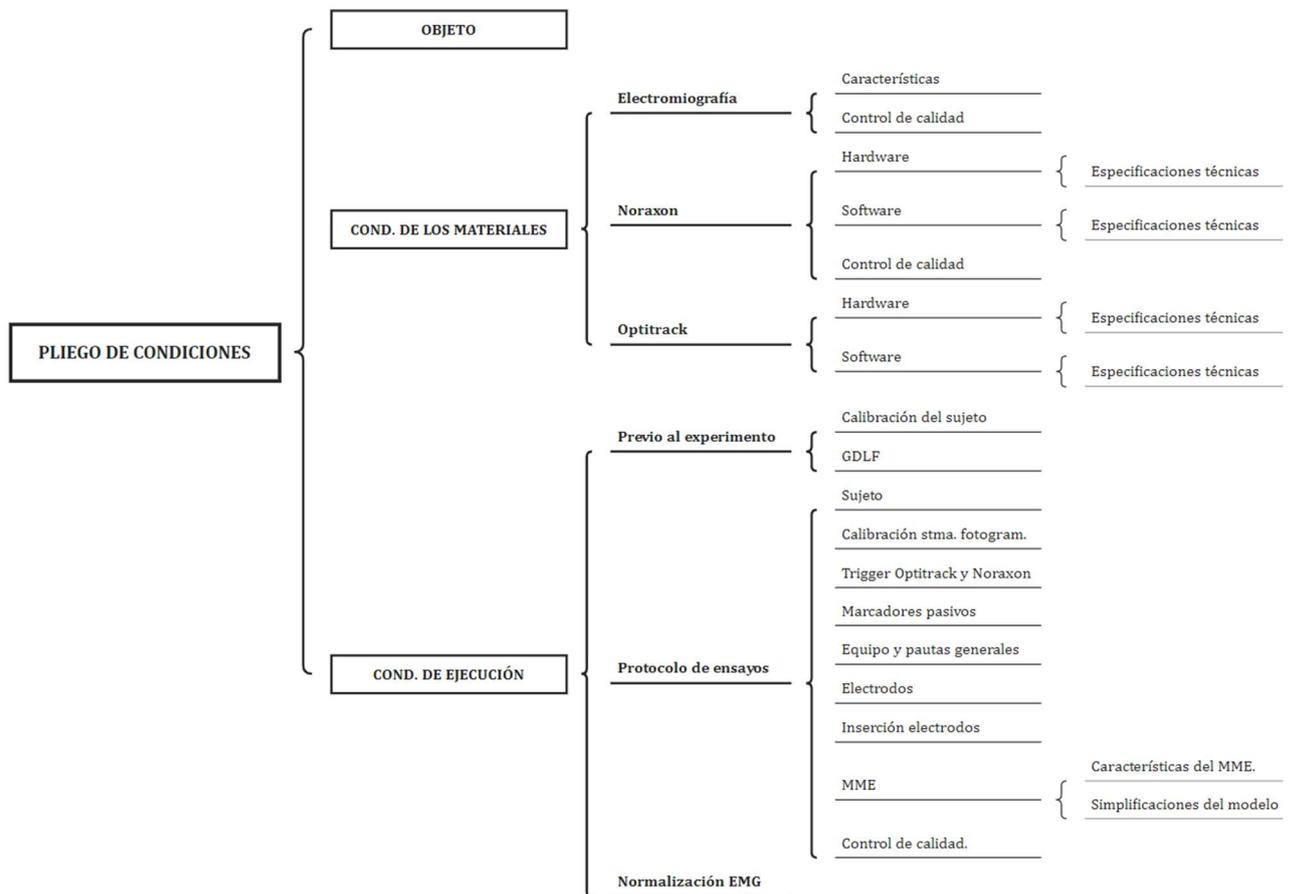
---

# PLIEGO DE CONDICIONES

---



# Capítulo 6. Pliego de condiciones.



## 6.1 Objeto.

El presente pliego recoge toda la información necesaria para llevar a cabo la experiencia recogida en este documento. En ella se incluye toda la parte procedimental, material y manejo de los programas para llegar a la solución del experimento.

La experiencia se va a llevar a cabo con sujetos sanos, previamente informados sobre los ejercicios y procedimientos que se van a llevar a cabo, además de la finalidad con la que se realiza la experiencia.

Se deben registrar los datos de entrada del sujeto que va a llevar a cabo la prueba. Esto permitirá tener una base de datos con las características anatómicas del sujeto y los resultados obtenidos en la prueba. Los datos que se deben recoger son el nombre y apellidos, la edad, el peso, la altura y el sexo.

Cabe remarcar que, antes de iniciar la prueba, se debe de informar de nuevo al sujeto en qué consiste la prueba y los ejercicios de va a realizar y con qué propósito se va a hacer. Por ello, se le hará firmar un documento de consentimiento en el que se incluye toda la información al respecto y se deja constancia de que el sujeto conoce y está de acuerdo con lo que se va a realizar (Anejos).

Se necesita que el sujeto tenga las piernas lo más descubiertas posibles, ya que se necesita adherir los electrodos superficiales a la piel para la electromiografía (EMG) en las zonas donde se encuentren los músculos a medir. Además, se deben adherir los marcadores pasivos en los puntos de referencia de los huesos para la fotometría. Por lo tanto, es primordial que el sujeto traiga pantalones cortos.

Quedan excluidas del pliego de condiciones las labores de los técnicos de laboratorio. Siendo estos trabajos de programación, manejo del robot, montaje de la silla y robot usados durante la prueba. La información relacionada con cualquiera de estos trabajos desarrollados por dicho personal se mencionará de forma informativa y a fin de relacionar y explicar cómo influyen e interactúan en el desarrollo de dicho proyecto.

## **6.2 Condiciones de los materiales.**

### **6.2.1 Electromiografía (EMG).**

La electromiografía (EMG) es una técnica experimental para el desarrollo, registro y análisis de señales eléctricas emitidas debido a la activación de músculos y nervios. Esto se debe a las variaciones fisiológicas que se producen en el estado de las membranas de las fibras musculares.

Existen dos tipos de estudios de EMG: la electromiografía neurológica clásica, donde la respuesta muscular se obtiene estimulando eléctricamente el músculo de forma externa y se analiza de forma estática y el otro tipo de estudio, en el que la prueba se va a centrar es la EMG kinesiológica, encargada del estudio de la activación neuromuscular de forma voluntaria de los músculos por medio de posturas y movimientos funcionales. Mediante esta prueba se pretende obtener la relación entre la activación de los músculos agonistas y antagonistas responsables de la flexión y extensión de la rodilla.

Esta técnica está sujeta a muchos factores no controlables que pueden inducir a error en los resultados. Además, no existe una relación directa entre voltaje y la señal de la electromiografía para diferentes sujetos y pruebas. Es por ello por lo que se debe tener cuidado a la hora de insertar los electrodos al sujeto, revisar que los valores medidos son correctos y realizar un experimento para calibrar al sujeto. Se han seguido las técnicas de colocación de los electrodos recogidas en el SENIAM para reducir los factores no controlables y que pueden distorsionar la señal, reduciendo así posibles errores. El [SENIAM](#) es una asociación concertada dentro del Programa de Investigación y Salud Biomédica (BIOMED II) de la Unión Europea.

#### **6.2.1.1 Características.**

##### **Base de la medida.**

La base de medida de estas señales es la unidad motora. Ésta se describe como la unidad mínima que permite describir el control neuronal que se ejerce sobre el proceso de contracción de un músculo. La señal en el EMG captada durante la prueba se debe a la acción potencial que ocurre en la membrana semipermeable de las fibras musculares como resultado de los procesos de despolarización y repolarización de los iones de Na<sup>+</sup> y K<sup>+</sup>. La zona de despolarización se extiende de 1 a 3 mm<sup>2</sup> y, después de la excitación inicial, esta zona se desplaza a lo largo de la fibra muscular a una velocidad de 2 a 6 m/s y pasa a través del sitio del electrodo. [1]

La despolarización es un cambio dentro de la célula, en el cual sufre un cambio en la distribución de la carga eléctrica. Este proceso resulta fundamental para la fisiología general de un organismo. Durante la despolarización, el potencial de la membrana de la célula cambia rápidamente de negativo (reposo) a positivo. Este potencial negativo se genera en presencia en la membrana de las denominadas bombas sodio/potasio. La bomba sodio/potasio extrae de forma activa 3 iones  $\text{Na}^+$  desde el interior al exterior de la célula e introduce 2 iones  $\text{K}^+$ . Normalmente, la membrana celular posee una carga eléctrica de  $-70\text{mV}$  por la presencia de iones de carga negativa en el interior de ésta. Por el contrario, en el exterior la carga es positiva por la presencia del sodio cargado positivamente [2].

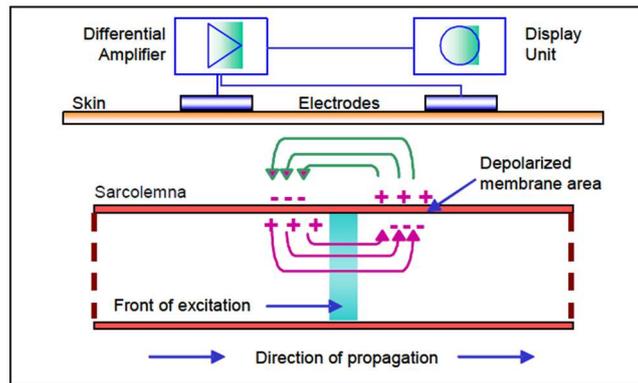


Fig. 3 Zona de despolarización en la membrana de la fibra muscular, *The ABC of EMG*.

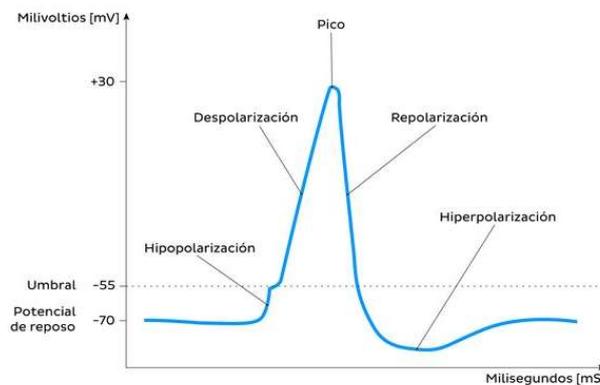


Fig. 4: Esquema de fases acción potencial membrana celular.

En definitiva, la unidad motora consiste en una agrupación de fibras musculares de las cuales, el electrodo detecta la magnitud de la activación de estas fibras. Además, hay que tener en cuenta que un mismo electrodo detecta la actividad de multitud de unidades motoras, por lo que la señal detectada es el resultado de la superposición de todas las unidades motoras detectadas. Se conoce como Patrón de Interferencia. Dos parámetros que influyen en la detección de la señal en la magnitud y la densidad de la señal observada son el Reclutamiento de unidades motoras y su frecuencia de disparo.

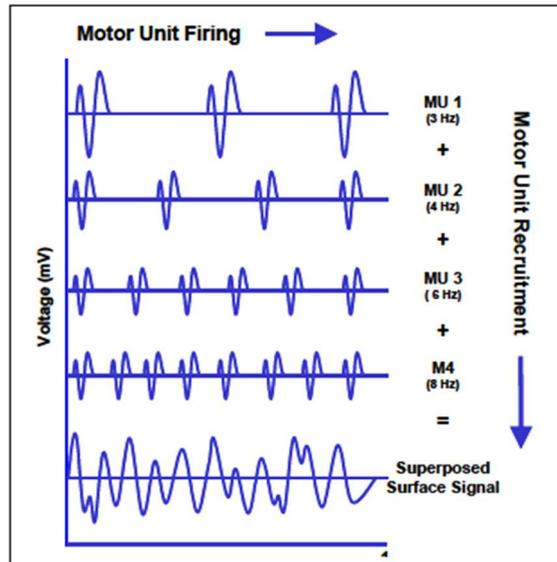


Fig. 5: Reclutamiento y frecuencia de disparo de las unidades motoras como resultado de la superposición de las señales EMG captadas, *The ABC of EMG*.

### La señal EMG en bruto.

A la señal obtenida fruto de la superposición de las unidades motoras detectadas directamente de las mediciones, sin filtrar ni procesar, se le conoce como señal de EMG en bruto (*The raw EMG signal*). Teniendo en cuenta la influencia del funcionamiento del amplificador y la preparación de la piel del sujeto, el promedio de ruido de base no debe exceder más de 3 a 5 mV, idealmente debería de ser 1 a 2mV.

Además, se ha de tener cuidado con interpretar las interferencias por ruido o problemas del aparato de detección con una actividad de base aumentada. Si un músculo está relajado, la actividad de EMG no es significativa por la ausencia de despolarización y acción potencial. Los picos de EMG de una señal sin procesar presentan una forma aleatoria, por lo que una señal en bruto no puede ser reproducida de forma exacta, ya que las diferentes unidades motoras están cambiando constantemente de diámetro y matriz.

El contenido no reproducible puede ser eliminado o minimizado mediante un suavizado o seleccionando una amplitud apropiada.

Los rangos de contenido en frecuencia suelen oscilar entre 6 y 500 Hz, siendo el rango de mayor potencia entre 20 y 150 Hz.

### Amplificación del EMG.

Los amplificadores de EMG actúan como amplificadores diferenciales, los cuales funcionan detectando la diferencia de potencial entre los electrodos y anulando las interferencias externas. Esto es posible, ya que las señales de ruido suelen llegar a ambos electrodos sin desfase. Se trata de señales de igual fase y amplitud, es decir “modo común”. La relación entre la ganancia en modo diferencial y en modo común se conoce como “Relación de rechazo en modo común” (CMRR: *Common Mode Rejection Ratio*). El CMRR es un indicador de la calidad técnica de amplificación elegida. Ésta debe ser lo más alta posible, debido a que la eliminación de las interferencias externas es un factor muy importante en la calidad de la señal obtenida. Según el SENIAM, un valor aceptable es de >95 dB [3]. Actualmente, los amplificadores se encuentran integrados en los cables o encima de los electrodos (activos).

Una señal que no ha sido amplificada tiene unos valores de entre 2 y 3 mV medidos en la piel. Esta señal suele amplificarse en un factor de al menos 500 a 1000. La señal de entrada del amplificador debe tener un valor de 10 veces la impedancia del electrodo, al menos.

### Cálculo de la señal EMG A/D.

La señal medida durante la experiencia, necesariamente debe ser convertida la señal analógica de salida a una señal digital para poder ser analizada en el ordenador. Es importante establecer un rango de resolución para la conversión de las señales adecuado, ya que, de no ser así, podríamos obtener una solución en la conversión errónea. Las señales más pequeñas necesitan mayor amplificación para así conseguir una mejor resolución de amplitud.

Otro factor importante en la conversión de la señal analógica a digital es la selección de la frecuencia de muestreo. Para convertir con precisión el espectro en frecuencia de la señal, el rango de frecuencia de muestreo para la conversión A/D determina que la tensión de entrada debe ser al menos el doble de la frecuencia máxima esperada de la señal para evitar un error de Aliasing. El efecto Aliasing o solapamiento es el efecto que provoca que diferentes señales no se puedan distinguir entre sí al muestrearlas [4]. Esta relación se describe mediante la Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon, el cual sirve como nexo entre las señales de tiempo continuo y las señales de tiempo discreto. Se establece una condición suficiente para una frecuencia de muestreo que permite que una secuencia discreta de muestras capture toda la información de una señal de tiempo continuo de ancho de banda finito. Mediante este teorema, se demuestra que la reconstrucción de una señal continua de forma exacta es posible matemáticamente si la señal está limitada en banda y la tasa de muestreo es superior al doble de su ancho de banda. Es decir:

$$F_s > 2 \cdot F_{max} \quad [Ec. 1]$$

Según el SENIAM, el valor de potencia de la señal debe estar entre 10 y 250 Hz y el ajuste de banda del amplificador de 10 a 500 Hz, lo que da como resultado una frecuencia de muestreo de al menos 1000 Hz o 1500 Hz (para evitar la pérdida de señal). [3]

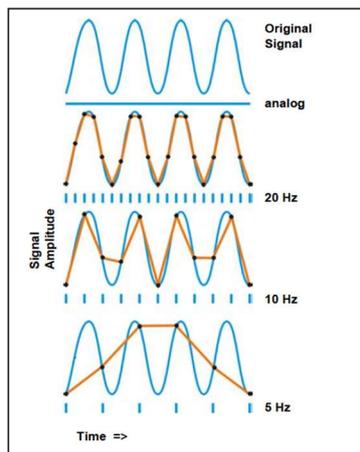


Fig. 6: Conversión A/D con diferente frecuencia de muestreo, *The ABC of EMG*.

### **6.2.1.2 Control de calidad. Factores influyentes en la detección de la señal.**

Los factores externos que influyen sobre la detección de la señal EMG son múltiples. Por lo que hay que tener especial cuidado a la hora de colocar los electrodos y revisar que la lectura que se está efectuando durante la prueba es válida.

- La conductividad eléctrica varía según el tipo de tejido de la piel, el cual es diferente en cada sujeto. Por esta razón, la medida de conductividad varía considerablemente en cada sujeto y no es posible comparar cuantitativamente los resultados obtenidos sin antes haber procesado la señal obtenida de EMG.
- La interferencia en la señal EMG detectada por el electrodo de un determinado músculo local es prácticamente inevitable. Los músculos vecinos al músculo que se quiere medir pueden producir gran cantidad de señal EMG. Este fenómeno se conoce como conversación fisiológica cruzada (*Cross Talk*) y no debe exceder el 10% o 15% de la señal global o, idealmente, no estar disponible.
- Debido al movimiento de contracción/relajación, la geometría del músculo varía. Esto provoca que la distancia entre el sitio de detección de la señal donde se ha colocado el electrodo en un principio y el origen de esta cambia, por lo que la lectura de EMG se verá alterada.
- Se debe tener especial cuidado con realizar la prueba en ambientes excesivamente ruidosos eléctricamente, producido por conexiones a tierra incorrectas de fuentes externas. Esto puede provocar la lectura de señales anómalas o interferencias en la medida.
- Por último, la calidad de los electrodos usados para la llevar a cabo la prueba y el ruido interno producido por el amplificador, pueden añadir ruido de base a la señal medida de EMG. El ruido interno producido por el amplificador no debe de superar los 5  $V_{RMS}$ . Esto puede evitarse si la preparación y revisión de las condiciones de la sala de ensayo se hacen con cuidado.

## **6.2.2 Noraxon.**

### **6.2.2.1 Hardware de Noraxon.**

El sistema utilizado para realizar la electromiografía es el [Ultium System de Noraxon](#). Dicho sistema es el encargado de recoger la señal detectada por los electrodos y, a través de los medidores inalámbricos, enviar la señal al programa MR de Noraxon para visualizar la señal en pantalla. [5]

La ventaja de este sistema es la comunicación de los distintos sistemas sin tener cableado. Esto permite tener mayor facilidad y flexibilidad a la hora de medir y realizar experiencias. El sistema *Ultium System* de Noraxon está equipado con el material suficiente para realizar EMG, sin embargo, permite adaptar otros sensores biomecánicos. Además, el sistema permite la sincronización con otros dispositivos de medida biomecánicos, lo que resulta de gran utilidad a la hora de procesar y analizar los resultados obtenidos.



Fig. 7: Ultium System de Noraxon.

**a. Especificaciones técnicas.**

El modelo básico de *Ultium System* de Noraxon se compone de los siguientes elementos:

- Ultium Receiver modelo 880.
- EMG Docking Station modelo 883.
- EMG Sensor modelo 810.
- Ultium EMG Smart Lead modelo 842.
- Cable receptor del Ultium Receiver al Sensor Docking Station.
- Cable USB A to B.
- EMG fuente de carga.
- Pegatinas para los medidores de doble cara.
- Electrodo de medición.
- Manual de usuario de Ultium.



Fig. 8: Ultium Receiver modelo 880.



Fig. 9: EMG Docking Station modelo 883.



Fig. 10: EMG Sensor modelo 810.



Fig. 11: Ultium EMG Smart Lead modelo 842.



Fig. 12: Cable receptor del Ultium Receiver al Sensor Docking Station.



Fig. 13: A to B USB Cable.



Fig. 14: Fuente de carga EMG.



Fig. 15: Electrodo dual.



Fig. 16: Pegatinas de doble cara para los medidores.

### Especificaciones técnicas.

#### Potencia y Sincronización:

- Receptor conexión USB al PC.
- Entrada de sincronización TTL 2 – 5 V.
- Alimentación por USB.

#### Salida y Frecuencia de transmisión:

- Hasta 100 mW.
- Rango de transmisión del sensor 30 m.
- 2402 – 2480 MHz.
- Salidas analógicas de 16 bits con ganancia ajustable.
- Retarde de salida analógica fijo 300 ms.

#### Adquisición de datos del sensor EMG:

- ADC de 24 bits, resolución dinámica.
- 0.3  $\mu\text{V}$  de resolución para 0 a 5000  $\mu\text{V}$ .
- 1.1  $\mu\text{V}$  de resolución para 5001 a 24000  $\mu\text{V}$ .
- Corte de paso bajo a 500/1000/1500 Hz.
- Corte de paso alto a 5/10/20 Hz.
- Velocidad de muestreo de 2000 o 4000 Hz.

#### Dimensiones del receptor Ultium-EMG:

- Tamaño: 174 x 92 x 169 mm (LxAxH).

#### Especificaciones de la IMU:

- Acelerómetro de  $\pm 16$  g.
- Giroscopio de  $\pm 1200$  grados/ segundo.
- Magnetómetro de  $\pm 4800$   $\mu\text{T}$ .

#### Preamplificador EMG:

- Sin filtros notch (50/60 Hz).
- Ruido de línea base < 1  $\mu\text{V}$  RMS.
- CMRR > 100 dB.
- Impedancia de entrada > 100 M $\Omega$ .
- Rango de entrada  $\pm 24$  mV.

#### Recuperación de datos:

- Transferencia de datos de alta velocidad a través de la estación de acoplamiento.
- 2 GB de memoria a bordo, hasta 18 h.

#### Dimensiones del sensor Ultium-EMG:

- Tamaño: 37 x 24.5 x 16.5 mm (LxAxH).
- Peso: 14 g.

#### Dimensiones estación de acoplamiento Ultium-EMG:

- Peso: 545 g.

- Tamaño: 261 x 36 x 29 mm (LxAxH).

- Peso: 185 g.

Los ejes en el medidor están dispuestos:

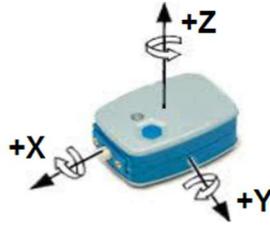


Fig. 17: Ejes medidor Ultium System.

Para activar los canales de datos del acelerómetro, se ha de seleccionar el signo + en la pestaña de inicio.

### 6.2.2.2 Software Noraxon MR3.

Si el software de Noraxon MR3 se ha instalado de primeras en el ordenador, se ha de configurar para su correcto funcionamiento. Para ello, hay que ir al **Hardware Setup** en la esquina de arriba a la derecha de la ventana del programa y seleccionar **New Device e Insert** para registrar el dispositivo **Ultium System**. Se ha de comprobar que el receptor esté conectado al puerto USB del ordenador.

En la ventana de ajustes, **Settings**, se debe seleccionar las opciones oportunas. Se debe seleccionar la tasa de muestreo deseada, entre otros ajustes.

En lo que respecta a los Sensores, se deben registrar los sensores en el sistema con la opción de **Sensors Tab**. Deben colocarse los sensores sobre la base cargadora y conectarla al receptor. Una vez colocados y conectados al sistema, se debe seleccionar la opción de **Detect Sensors** para registrar estos sensores con su número de serie adjunto en el software. Una vez detectados, aparecerá una ventana emergente que da opción a reemplazar todos los sensores que tenga el software registrado con el mismo número de serie. Se debe seleccionar la opción de **Yes** para reemplazar cualquier sensor con el mismo número de serie.

#### a. Especificaciones técnicas.

Las especificaciones técnicas indicadas de este software se basan en los requisitos que debe cumplir el ordenador para poder soportarlo. Estos son:

-Procesador: Intel Core I7 o I5 (8ª generación)

-Disco duro primario: 256 GB SSD

-Memoria: 16 GB RAM

-Disco duro secundario: 1 TB SSD o 7200 rpm HDD

-Procesador gráfico: GPU con procesador gráfico con puntuación PassMark 3000 o superior (recomd. GPU Nvidia Quadro P6000 o GTX1050)

-OpenGL: Versión 4.3 o superior

-Cámara: Noraxon NiNOX, usar cable Noraxon USB. Cada par de cámaras NiNOX requiere de un controlador USB 3.0 independiente.

-O/S: Windows 10 64 bits

## Información de seguridad.

No se debe utilizar el sistema de EMG de Noraxon en personas que tengan implantado un marcapasos y debe mantenerse al menos a 1 metro de cualquier dispositivo médico esencial. Estas instrucciones se deben seguir estrictamente bajo cualquier circunstancia.

### 6.2.2.3 Control de calidad. Registrar una medida.

En la página principal, *Home*, se debe seleccionar el icono myoMUSCLE y crear un nuevo sujeto y seleccionar una nueva configuración. A continuación, se debe seleccionar el dispositivo que se va a usar para realizar la medición y proceder a configurarlo adecuadamente al sujeto y la prueba a realizar.

Se deben introducir los dispositivos que se van a utilizar en la medición de la lista de **Available Devices**. Se puede seleccionar o quitar un sensor de la lista, según la configuración deseada. Mientras que un sensor esté seleccionado, éste hace referencia a un músculo en el **3D Muscle Map** que aparece a la izquierda de la ventana del programa.

Para empezar a medir, se debe seleccionar la pestaña de **Measure**. Una vez el software ha comprobado que no existe ningún error y la señal de los medidores y electrodos es correcta, se ha de comprobar que la señal que se muestra en el monitor es correcta y de calidad.

En primer lugar, se debe comprobar la línea base con la opción **EMG baseline check** y automáticamente el programa comprueba que es correcta. Además, se debe comprobar que el indicador de que los parámetros de impedancia, Voltaje RMS y frecuencia son correctos.



Fig. 18: indicador en verde.

Si de lo contrario, aparece en rojo, es indicador de:

Impedancia mayor a 100 k $\Omega$ , valor de RMS mayor a 5  $\mu$ V o la frecuencia de la señal es de 50 Hz por interferencias con otros dispositivos.



Fig. 19: Indicador en rojo.

## 6.2.3 Optitrack.

### 6.2.3.1 Hardware de Optitrack.

[Optitrack](#) es un sistema de captación del movimiento basado en la videofotogrametría. La fotogrametría (y videogrametría), según Autodesk, es el arte y la ciencia de extraer información 3D de fotografías (y vídeos). Este proceso consiste en tomar fotografías superpuestas a un objeto, estructura o espacio y convertirlo en modelos digitales 2D o 3D [6].

Se pueden extraer datos de objetos 2D para hasta 512 objetos en la vista de la cámara con fines de seguimiento y filtrado. La información incluye la ubicación en coordenadas X, Y, Z ponderadas, el área, la redondez y la capacidad de eliminar los efectos de distorsión de la lente. La cámara procesa directamente las imágenes, por lo que se envía al ordenador solamente las coordenadas (u, v) de los marcadores que se han detectado [7].

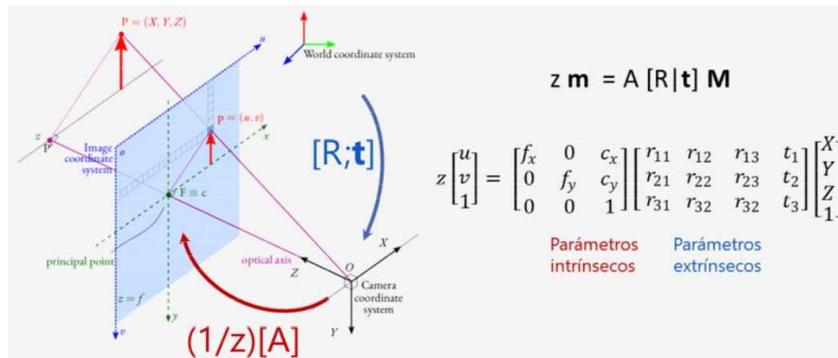


Fig. 20: Sistema de captación de objetos y cálculo espacial de los objetos, de Optitrack.

El ordenador calcula la posición real del objeto en coordenadas X, Y, Z a partir de los parámetros intrínsecos y extrínsecos de la cámara (calibración) y la identificación de puntos homólogos captados por distintas cámaras.

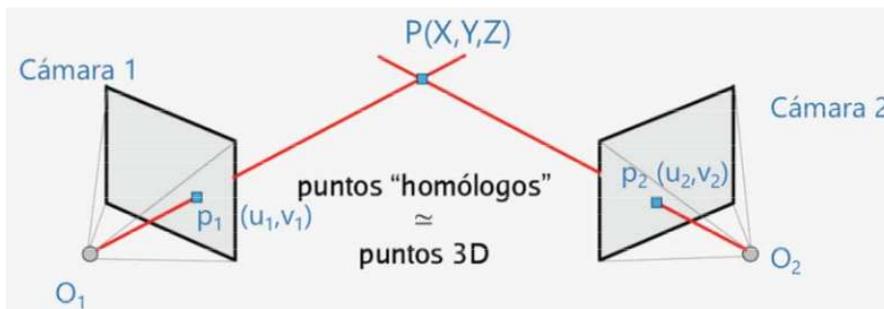


Fig. 21: Cálculo de puntos homólogos para conocer la posición espacial de un objeto, de Optitrack.

El software Motive de Optitrack realiza las funciones de calibración del sistema, tanto de los parámetros intrínsecos, como de los extrínsecos de las cámaras; analiza las imágenes para detectar los marcadores, identifica los marcadores homólogos entre distintas cámaras y calcula las coordenadas 3D reales de cada uno de los marcadores. Además, sigue cada marcador entre imágenes sucesivas, lo que se conoce como tracking. Aplica la cinemática inversa para ubicar cada segmento corporal del modelo 3D.

#### a. Especificaciones técnicas.

El sistema Optitrack se compone de los elementos citados a continuación:

- Cámara Flex 13 (10 unidades).
- CW-500 Calibration Wand Kit.
- CS-200 Calibration Square.
- OPTIHUB USB (recomendado 3 HUBs para 12 cámaras).
- Marcadores pasivos.



Fig. 22: Cámara Flex 13.



Fig. 23: CW-500 Calibration Wand Kit.



Fig. 24: CS-200 Calibration Square.



Fig. 25: OPTIHUB USB.



Fig. 26: Marcadores pasivos.

## Especificaciones técnicas.

### Cámaras Flex 13:

- Anillo LED:
  - 28 LEDs.
  - 850 nm IR.
  - Brillo ajustable.
  - Iluminación estroboscópica o continua.
- Lente y filtros:
  - Filtro de paso largo IR de 800 nm.
  - Lente estándar 5.5mm F#1.8:
    - Campo de visión horizontal 56°
    - Campo de visión vertical 46°
  - Lente opcional 8mm F#1.8:
    - Campo de visión horizontal 42°
    - Campo de visión vertical 34°
- Resolución: 1280x1024 pixeles (1.3MP)
- Cuadros por segundo (FPS): 30 - 120 FPS
- Entrada/Salida: USB 2.0

### OPTIHUB:

- Tamaño: 92.5 x 138.9 x 40.9 mm (LxAxH).
- Peso: 0.4 kg.
- Potencia (OptiHub 2):
  - Entrada: 12V @3.8A.
  - Salida: 5.0W (1000mA @5V).
- Velocidad de señal en puertos USB:
  - 480Mbit/s (alta velocidad)
  - 12Mbit/s (velocidad completa)
  - 1.5Mbit/s (baja velocidad)
- Salidas de sincronización externa:
  - Salida digital LV-TTL
  - Tipos:
    - Pulso de exposición.
    - Paso a través de entrada de sincronización externa.
    - Grabación activa-Salida de nivel

- Tipos de procesamiento de imagen:
  - Objeto.
  - Segmento.
  - Escala de grises de precisión.
  - Escala de grises MJPEG.
  - Escala de grises sin procesar.
- Grabación activa-Frame pulse.
- Polaridad:
  - Normal.
  - Marcha atrás.

### **6.2.3.2 Software de Optitrack.**

#### **a. Especificaciones técnicas.**

##### Software Motive:

- Seguimiento de marcadores: más de 1500 marcadores a la vez.
- Seguimiento cuerpo rígido y esqueleto: más de 12 esqueletos y/o más de 300 cuerpos rígidos en tiempo real.
- Exactitud posicional:  $\pm 0.2$  mm.
- Precisión rotacional  $\pm 0.1$  °.
- Latencia: < 10 ms.

## **6.3 Condiciones de ejecución.**

### **6.3.1 Ejercicios previos al experimento.**

Antes de empezar con el experimento, se debe escalar al sujeto mediante un programa desarrollado en Matlab que, a partir de unos ejercicios, es capaz de calcular todos los parámetros necesarios. Para ello, debe de hacer una serie de ejercicios divididos en tres partes: el escalado óseo, calibración de la cadera y calibración de la rodilla.

#### **6.3.1.1 Calibración del sujeto.**

El software de calibración desarrollado en Matlab por el profesor Nidal Farhat recoge los datos del sujeto necesarios para realizar la calibración ósea necesaria antes de empezar con los ejercicios.

El software pide introducir el nombre del sujeto que va a realizar la prueba, la masa (kg), la altura (cm) y el sexo (M/F). A continuación, empieza el proceso de calibración ósea, de la rodilla y de la cadera. Los datos se guardan para exportar los archivos a .txt y poder ser usados en AnyBody.

La estructura que sigue el programa para calcular los datos necesarios empieza por introducir la información relacionada con el sujeto de prueba. Una vez introducidos los datos del sujeto del experimento, el programa configura el programa Optitrack para recoger la información. A continuación, obtiene la posición de los marcadores para el calibrado óseo y demanda introducir la duración del ejercicio.

Seguidamente, el programa pasa a realizar el calibrado de la cadera. Se introduce de igual manera que para el calibrado ósea la duración del ejercicio.

Por último, se calibra el mecanismo de cuatro barras de la rodilla para el cual también se introduce el tiempo de duración del ejercicio.

### Escalado óseo.

En la primera parte, se le pide al sujeto que permanezca erguido, con las piernas separadas a la altura de la cadera. Una vez en la posición correcta del sujeto y las cámaras no muestren problemas, se introduce un valor y se presiona **enter**. Se le graba 0.5 s para promediar la posición de los marcadores y escalar la longitud de los huesos.



Fig. 27: Posición para escalado óseo (sujeto del experimento).

### Calibración de la cadera.

El siguiente paso es calibrar el punto de giro de la cadera. La cadera se asemeja a una junta esférica con un punto de giro bien definido, por lo que para mayor simplicidad en el cálculo se va a considerar como tal.

Los ejercicios se van a realizar únicamente con la pierna derecha, ya que es la única que se necesita para el experimento. En primer lugar, se van a hacer varias extensiones y flexiones de cadera, seguidamente de unos movimientos de abducción y aducción y se finaliza la prueba con una combinación de todos ellos en forma de círculos. La duración de la calibración es aproximadamente de 12 s.

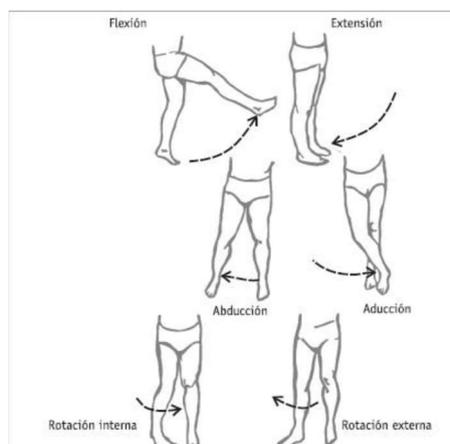


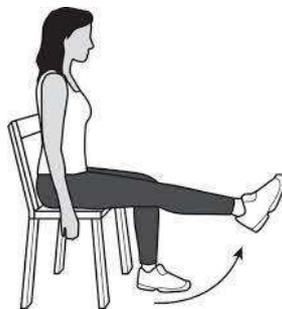
Fig. 28: Ejercicios de calibración de la cadera.

Una vez el programa de Matlab ha recogido los resultados del Optitrack y ha realizado los cálculos, se muestra por pantalla un modelado de la cadera con su centro de giro. Este punto debe estar situado en el hueco donde se sitúa la cabeza del fémur y se indica mediante un asterisco grande rojo. Hay que tener presente que el modelo de la cadera es un modelo estándar, por lo que es posible que en algún sujeto este asterisco rojo quede situado dentro del hueso o separado del hueso (en el modelo), a la altura del hueco de la cabeza del fémur. Esto es posible, ya que las caderas de los sujetos no se adaptan a la perfección a una cadera estándar.

### **Calibración de la rodilla.**

El último paso es la calibración de la rodilla. La rodilla se considera como un mecanismo de 4 barras con un giro elíptico, por ello con objeto de simplificar el modelo se va a considerar como tal.

Para realizar la calibración, se pide al sujeto que tome asiento y realice movimientos de flexión y extensión de la rodilla al menos 4 veces e intentando que el movimiento vaya desde la pierna recta hasta hacer 90°.



*Fig. 29: Ejercicio calibración rodilla.*

### **6.3.1.2 Grado de libertad funcional.**

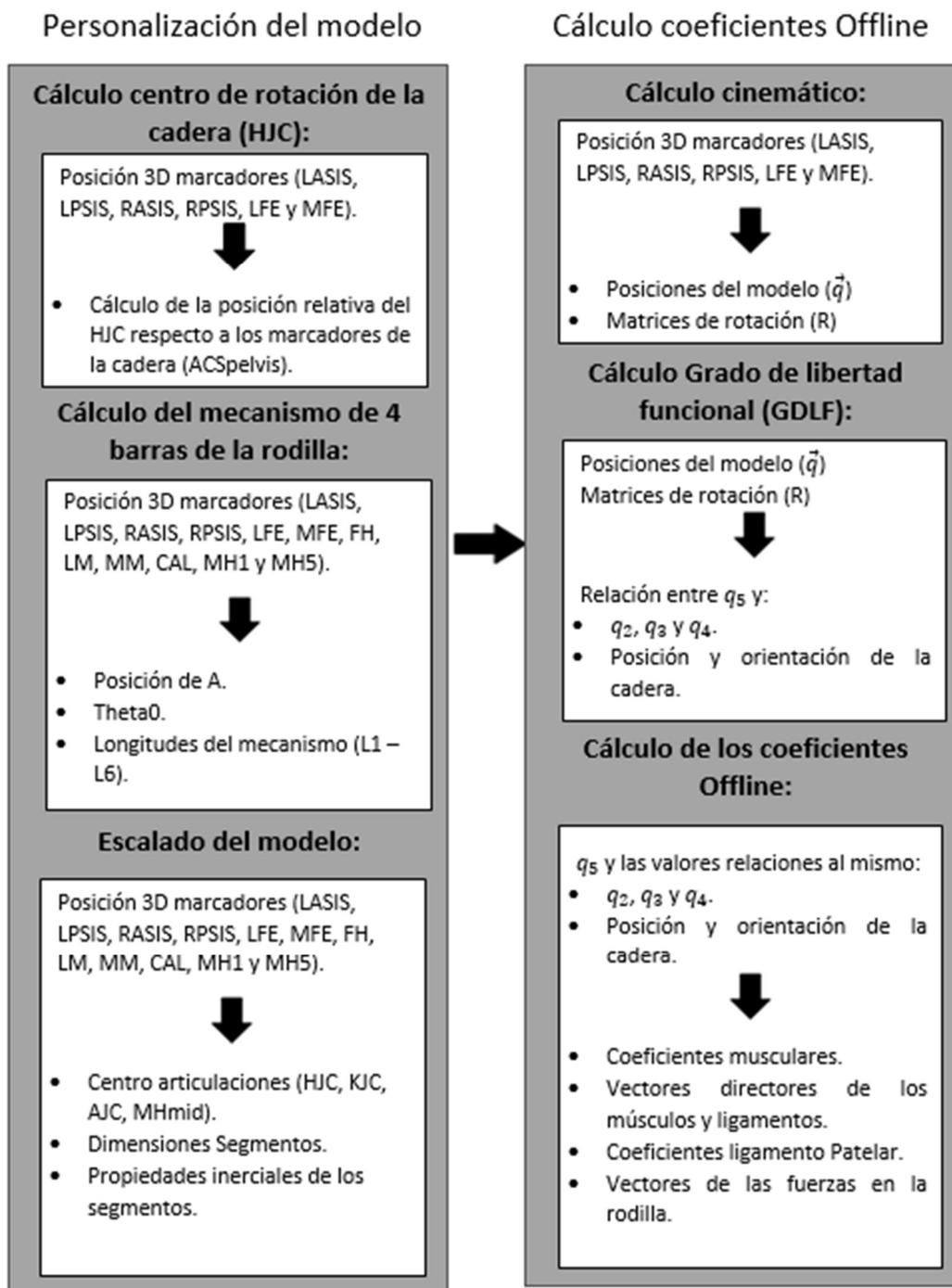
Una vez se ha calculado el escalado del sujeto, se procede a ejecutar el programa encargado de calcular los coeficientes musculares y de los ligamentos de forma Offline, mediante el script de Matlab GDLF\_q5.m. En el experimento se modela la pierna del sujeto como un robot, el cual necesita de unos parámetros para ser definida, es decir, de parámetros estáticos y dinámicos. En el caso de los parámetros dinámicos, están caracterizados por dichos coeficientes. El movimiento que se va a realizar es repetido, por lo tanto, es posible simplificar este parámetro de manera que se calculan los coeficientes para cada posición de flexión de rodilla, es decir  $q_5$ . En esta experiencia se calculan 5 coeficientes para cada posición de la rodilla.

En primer lugar, el programa pide los datos del sujeto para cargar los datos del escalado y procede a calcular la cinemática para obtener las  $q$ .

A continuación, usando la función loess, se vincula el valor de  $q_5$  con el resto de las variables. Terminado el primer suavizado, se muestra el gráfico suavizado y se pregunta si se ha realizado correctamente y si es necesario adaptar alguna de las variables. En caso de respuesta afirmativa, se calculan las variables  $q$ . Se guardan los datos de las  $q$ , con relación a la variable  $q_5$ .

El programa EscaladoNidal.m y GDLF\_q5.m se relacionan según muestra el diagrama de bloques, a continuación:

## Cálculos Offline



### 6.3.2 Protocolo de ensayos.

#### 6.3.2.1 Sujeto.

La preparación de la piel del sujeto debe ser minuciosa y tener especialmente cuidado en el proceso de preparación, ya que la sensibilidad de los electrodos en la medida es muy elevada y una correcta limpieza de la piel es fundamental para conseguir un buen resultado.

Un indicador de que la piel está bien preparada para insertar los electrodos es que debe quedar ligeramente irritada.

El material necesario para la preparación del sujeto es: alcohol, cuchillas de afeitarse desechables, marcador, gasas o papel y el equipo de medida EMG.

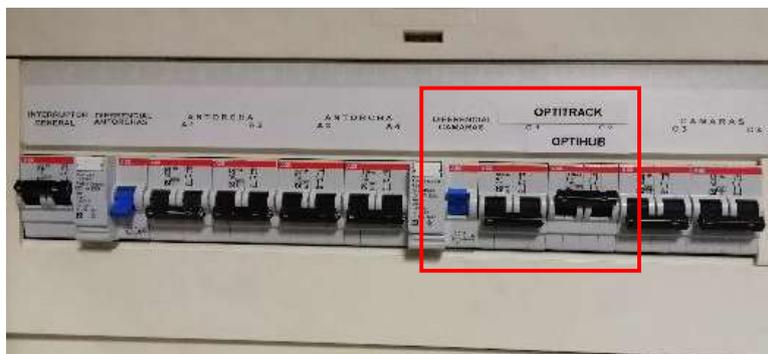
En primer lugar, se marcan los músculos que se van a medir en la prueba, según indica el SENIAM [1]. Se pedirá al sujeto que active los músculos que se quieren medir para localizarlo y marcarlo más fácilmente. A continuación, se limpia la zona con alcohol, procurando no borrar la marca sobre la que se va a adherir el electrodo. Con cuidado, se retira suavemente el vello de la zona donde se ha hecho la marca. Es recomendable depilar una zona bastante amplia alrededor de la marca, sobre todo si el sujeto presenta mucho vello. Es muy importante desechar la cuchilla después de depilar al sujeto y nunca se debe de reusar la misma cuchilla para otro sujeto. Para retirar las células muertas de la piel y las impurezas que pueda contener, se limpia de nuevo la zona depilada con alcohol.

Una vez esté completamente limpia la zona, se procede a colocar los electrodos Noraxon. Estos electrodos son de un solo uso y se desecharán una vez finalizada la prueba. Para colocarlos, se despegan del plástico y se posicionan haciendo coincidir la marca con el centro de éste. El electrodo se debe colocar de manera que quede alineado con la dirección de las fibras musculares que se pretenden medir.

### ***6.3.2.2 Calibración del sistema de fotogrametría.***

Antes de usar el sistema de fotogrametría Optitrack, se deben realizar unos pasos previos necesarios para que las medidas se tomen correctamente. La temperatura y las vibraciones afectan al sistema, por lo que resulta necesario calibrar el sistema antes de cada uso.

Una hora antes de empezar a usar el sistema se deben enchufar las cámaras desde el cuadro de luces levantando el interruptor automático y el diferencial del cuadro para que se calienten.



*Fig. 30: Cuadro de luces de las cámaras Optitrack.*

Seguidamente, se enciende el PC donde está el programa Motive y si está todo bien, debe aparecer un número en cada cámara.

A su vez, se enciende el sensor de fuerza enchufando el transformador del equipo de recogida de datos del sensor a la red eléctrica y se comprueba que el equipo esté conectado al sensor [2].



Fig. 31: Equipo de recepción y procesamiento del sensor de fuerzas.

### a. Enmascaramiento.

Al calibrar las cámaras, el software Motive es capaz de conocer la posición y orientación de cada una de ellas y la cantidad de distorsión de la lente en las imágenes capturadas. A partir de los resultados de calibración, el software construye el volumen en 3D y se logra seguir el movimiento.

El primer paso en la calibración es el enmascaramiento para ocultar todos aquellos elementos reflectantes que puedan ser detectados y ser interpretados erróneamente como marcadores pasivos por las cámaras. En la mitad inferior de la pantalla se observan los marcadores que detectan las cámaras. Si se detectan demasiados reflejos que no son la vara de calibrar, el software no permite empezar con la calibración. Si se observa que alguna cámara está detectando algún marcador, se selecciona el botón en forma de engranaje de la parte superior a la izquierda, se despliega el menú **Video type** y se selecciona la opción **Grayscale**. De este modo, resulta más sencillo localizar el marcador que falta por cubrir.

Es posible que alguno de estos elementos no se pueda ocultar su reflejo, por lo que entonces se debe ignorar el reflejo con la herramienta de enmascaramiento. Esta herramienta aplica máscaras rojas sobre los reflejos extraños que se ven en la cámara 2D y los píxeles de la zona se enmascaran completamente.

Las herramientas para el enmascaramiento se encuentran en la vista previa de la cámara 2D [3].



Fig. 32: Barra de herramientas de enmascaramiento de Optitrack.

Se ha de tener precaución usando el efecto de enmascaramiento, ya que los píxeles se encuentran totalmente filtrados en los datos 2D de las cámaras. Por lo tanto, los píxeles de estas regiones no serán recogidos para formar la imagen 3D y abusar de este efecto puede hacer que se pierda información o haya marcadores ocultos en ciertas áreas.

### b. Wanding.

Una vez no se detecte ningún objeto en las cámaras que pueda ser interpretado como un marcador, se procede a la calibración con la vara CW-500 Calibration Wand Kit y la escuadra CS-200 Calibration Square. El proceso consiste en que cada una de las cámaras captura fotogramas de muestra para calcular su posición y orientación en el espacio.

### Pasos para la calibración:

- 1) En el panel de calibración del software Motive, se debe indicar en la sección **OptiWands** con qué vara se va a realizar la calibración y el tamaño que tiene. El tamaño de las varitas es muy preciso y se debe prestar especial atención en introducir el correcto, ya que en caso contrario el calibrado será incorrecto.

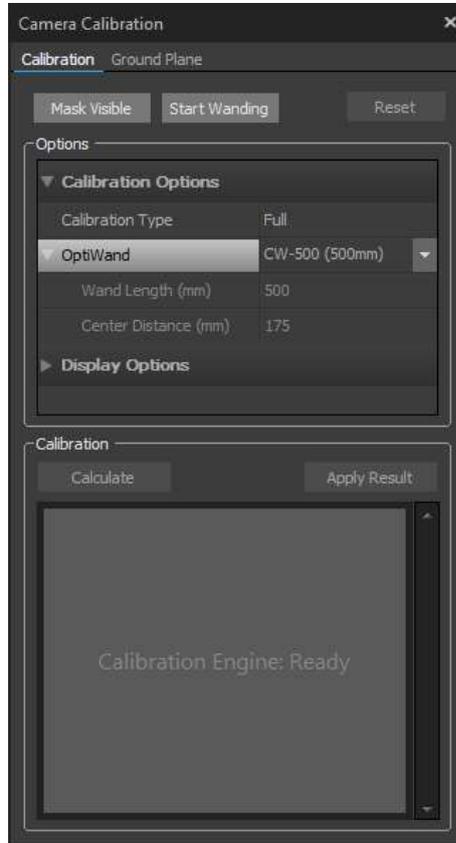


Fig. 33: Panel de calibración del software Motive de Optitrack.

- 2) Se debe establecer el tipo de calibración. En el caso que se calibre un volumen nuevo se debe seleccionar la opción de Calibración completa. Es importante verificar que la configuración es correcta.
- 3) Confirmado que todo está correcto, se procede a empezar la calibración. Para iniciar el proceso se debe pulsar **Start Wanding** en el panel de calibración del Motive. En el volumen donde se van a capturar los objetos se debe mover la vara de calibración por todo el espacio en forma de lazo (“haciendo infinitos u ochos”) tratando de ocupar la mayor cantidad de espacio posible. Cuando dos de las cámaras detecten los tres marcadores de la vara de calibración, se reconoce la vara y el Motive empieza a recolectar las muestras. Los rastros de la vara se mostrarán en colores en la vista en 2D de cada una de las cámaras y aparecerá en un cuadro al lado el proceso y el número de muestras que se han detectado. Es recomendable obtener un número de muestras lo más uniforme posible en todas las cámaras.

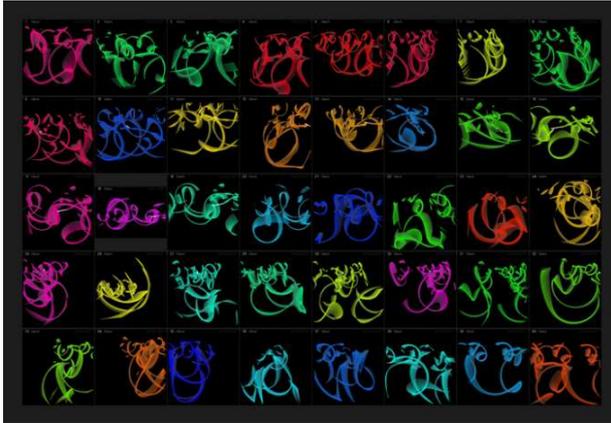


Fig. 34: Muestras de la vara de calibrar vista en 2D.



Fig. 35: Proceso de Wanding previo al experimento.

- 4) Una vez recolectadas aproximadamente 4000 muestras por cada cámara se presiona el botón **Calculate** en la sección de calibración.

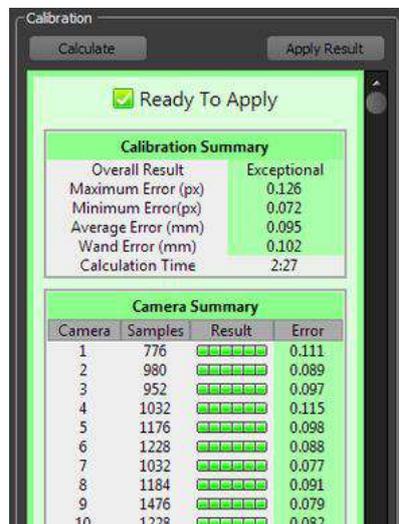


Fig. 36: Muestras captadas en cada cámara.

### Indicaciones:

- Se debe agitar la vara por el espacio de forma suave, sin hacer movimientos bruscos ya que podría introducir malas muestras.
- No se debe usar ropa o accesorios reflectantes mientras se varea. Puede introducir muestras extrañas y afectar negativamente en la calibración.
- No recolectar más de 10000 muestras, ya que un exceso de muestreo puede afectar negativamente a la calibración.
- Concentrar las muestras en el espacio donde se va a necesitar mayor seguimiento, ya que esto va a aumentar la precisión de la región específica.

### Informe de resultados:

Una vez se ha calculado la solución, se muestra por pantalla el informe de los resultados y la calidad de la calibración. El resultado de la calibración y el error están directamente relacionados y según este, los resultados se ordenan según niveles como: Pobre, Regular, Bueno, Excelente y Excepcional. Si los resultados son buenos, se debe seleccionar el botón

**Apply.** En caso contrario, **Cancel** y se debe repetir el *Wanding*. El error medio debe ser menor a 1mm y lo más pequeño posible.

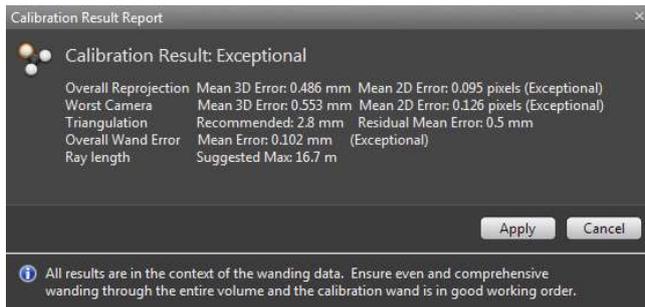


Fig. 37: Cuadro de resultados de la calibración.

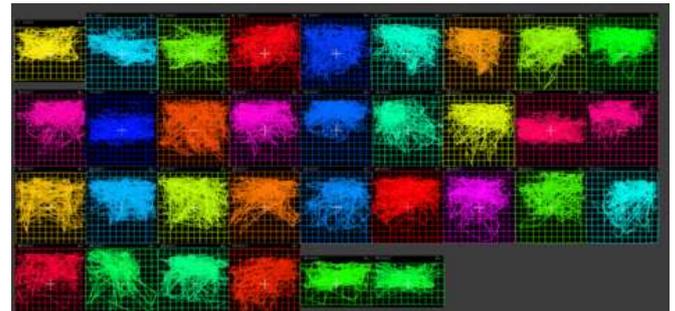


Fig. 38: Distorsiones de la lente de la cámara 2D.

### Resumen de la calibración.

Una vez se ha completado el cálculo, se muestra por pantalla la vista en 3D de las cámaras en el espacio. Sin embargo, el volumen de captura construido en Motive no está alineado con el plano de coordenadas, ya que el plano de tierra está por definir.

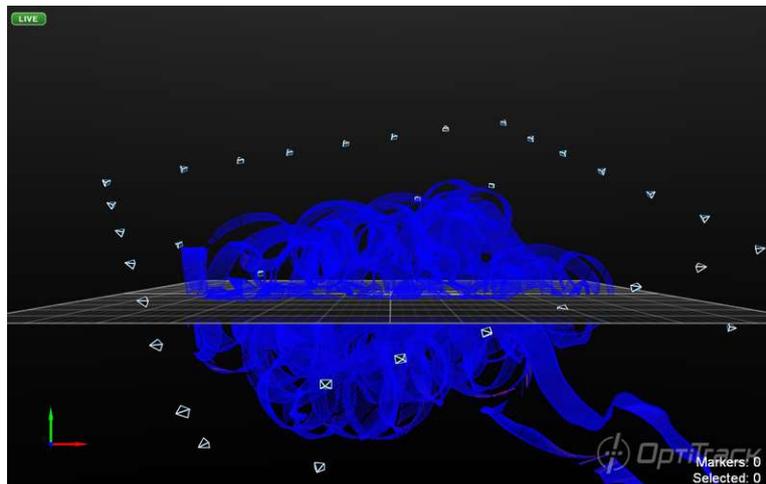


Fig. 39: Trayectoria de la vara de calibrar en 3D.

#### c. Establecimiento del suelo y origen.

Una vez calibradas las cámaras, se debe establecer el suelo y origen de coordenadas. Para ello, se debe colocar la escuadra de calibración en el suelo del volumen donde se ubique el origen y el plano de tierra al que se va a nivelar. Usando la escuadra CS-200 Calibration Square poniendo el lado corto (eje X) en el sentido en el que se va a posicionar al sujeto y el lado largo (eje Z) hacia el lado derecho. De este modo, se sigue el convenio establecido por el ISB para el sistema de coordenadas global.

Cuando la escuadra se encuentra en la posición deseada, se accede al menú del software Motive: *Ground Plane* y en la ventana de **Vertical Offset (mm)** en el cuadro **Ground Plane Calibration Square** se introduce el valor de 19 y se selecciona **Set Ground Plane** [2].

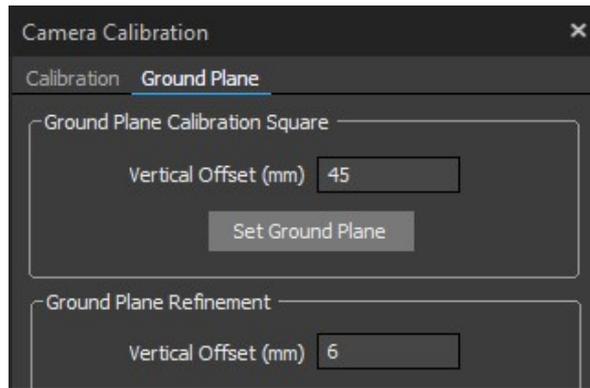


Fig. 40: Ventana para establecer suelo y origen.

### 6.3.2.3 Trigger entre Optitrack y Noraxon.

La coordinación de las señales entre el sistema Optitrack y Noraxon hace que el post procesado sea más rápido y sencillo, ya que ambas señales se encuentran coordinadas. Para ello, se debe conectar físicamente ambos equipos el cual emite una señal de 5V en el caso de estar midiendo o una de 0V en el caso contrario. Antes de conectar ambos equipos se debe configurar previamente el software Motive.

En primer lugar, se accede a la sección **Calibrate** y en **Devices** se selecciona el equipo OptiHub 2. En el menú de **Properties** se selecciona el Output 1 y en **Type**, el **Recording Gate** [2].

A continuación, se conectan ambos equipos físicamente. Desde el OptiHub se ha conectado un cable al **External Sync Out** y al puerto **Sync** del equipo Noraxon.



Fig. 41: Conexión física trigger Optitrack y Noraxon.

### 6.3.2.4 Marcadores pasivos.

Los marcadores pasivos son unas esferas recubiertas de un material reflectante, el cual es detectado por las cámaras del equipo Optitrack con el fin de captar el movimiento en el espacio de un sujeto u objeto. En este caso, se pretende conocer el movimiento de los huesos durante el experimento, usando los puntos de referencia del ISB (International Society of Biomechanics) en la pelvis, el fémur, la tibia y el pie.

Se usa el [modelo de marcadores de Rizzoli](#) además de unos marcadores adicionales para dar redundancia al sistema.

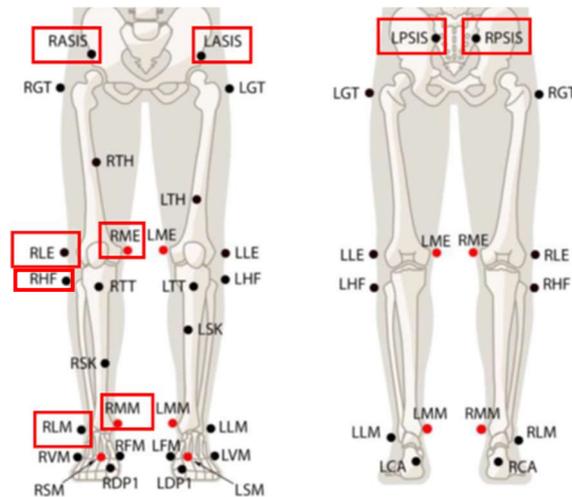


Fig. 42: Marcadores de Rizzoli.

Para la pelvis se utilizan los puntos de referencia LASIS, RASIS, RPSIS Y LPSIS. Para el lado derecho, el marcador lleva delante una R (right) y para el lado izquierdo, una L (left). Para el fémur se usan los puntos de referencia RLE y RME. Con los dos puntos y la posición de la cadera se obtienen tres puntos de referencia necesarios para calcular la posición y la orientación del hueso. Para la posición y orientación de la tibia, se usa en la parte superior el punto RHF y en la parte inferior, los puntos RLM y RMM.

Mediante estos puntos es posible conocer la posición y el escalado óseo del sujeto, así como su orientación. Es muy posible que algún marcador sea tapado durante el experimento, por lo que el sistema puede tener problemas para calcular la posición del hueso. Por ello, se colocan los marcadores redundantes que permiten calcular la posición de algún marcador en el caso de que se haya tapado.



Fig. 43: Sujeto con los marcadores pasivos de Rizzoli.

### 6.3.2.5 Equipo y pautas generales.

#### Preparación del equipo de medida.

Una vez se han colocado los electrodos correctamente. Se procede a la puesta en marcha del equipo de medida de EMG, el Ultium EMG de Noraxon. Se conecta el equipo de medida a la red eléctrica y el ordenador donde está el software comercial de Noraxon que captará la señal de los electrodos.

A continuación, se conecta el soporte de carga de los medidores al equipo principal. Los medidores son unos dispositivos de medida inalámbricos, por lo que deben estar previamente cargados para evitar que se queden sin batería mientras se está realizando la experiencia. Al conectar los dispositivos el soporte de carga de los medidores debe emitir una luz amarilla, lo que indica que están cargando los dispositivos.

En el equipo principal se encuentra un botón metálico para encender los medidores inalámbricos. Si el encendido se ha realizado satisfactoriamente, los medidores deben emitir una luz azul intermitente. Otro modo de encender los medidores es pulsando el botón azul que tienen uno por uno, como se observa en Fig. 6: Conversión A/D con diferente frecuencia de muestreo, *The ABC of EMG*. Esto puede resultar de utilidad si no se enciende algún medidor en el encendido desde el equipo principal.

Cada electrodo dispone de un número de serie en forma de rombo que lo identifica. Este dato es muy importante, ya que cada músculo tiene asignado un medidor específico y está registrado en el software Noraxon.

El procedimiento para conectar el medidor al cuerpo del sujeto, se debe pegar un adhesivo al dispositivo de medida, prestando atención a hacer coincidir la parte metálica circular con los huecos de la pegatina. Seguidamente, se debe separar el plástico de protección y pegamos el electrodo al sujeto a unos centímetros del electrodo y se conectan ambos mediante las pinzas [2].

#### **Pautas generales.**

Es recomendable, según *The ABC of EMG* [4], seguir una serie de pautas para obtener las medidas con la mayor calidad posible.

A fin de evitar detectar señales procedentes de músculos vecinos y que la medida sea lo más precisa posible, se recomienda el uso de electrodos de pequeño tamaño. Hay que tener en cuenta que, cuanto menor sea el tamaño del electrodo usado en la prueba, se deberán usar valores de impedancia mayores. Además, la distancia entre los electrodos debe ser lo más cercana posible para incrementar la selectividad de la medida. La distancia recomendada es de 2 cm. Es importante que la colocación del electrodo sea paralela a la dirección de la fibra muscular.

Se debe evitar colocar los aparatos de medidas en puntos motores, en la medida de lo posible. Estos pueden molestar o entorpecer el movimiento y detectarse como señales de baja frecuencia, lo que produce impulsos en ángulo recto. También, pueden despegarse o moverse, por lo que la medida posiblemente dé error.

### **6.3.2.6 Electrodo.**

Existen diferentes tipos de electrodos para medir la señal de activación que emiten los músculos al activarse. Dependiendo del músculo que se pretenda medir se deberá utilizar el tipo de electrodo que sea más adecuado para ello. En este caso, se van a medir músculos superficiales por lo que se va a emplear para ello electrodos superficiales.

Los electrodos superficiales son de carácter no invasivo y son usados comúnmente en estudios kinesiológicos. Los más usados en electrodos de superficie son la plata/cloruro de plata pre-gelificados, según el SENIAM [1].

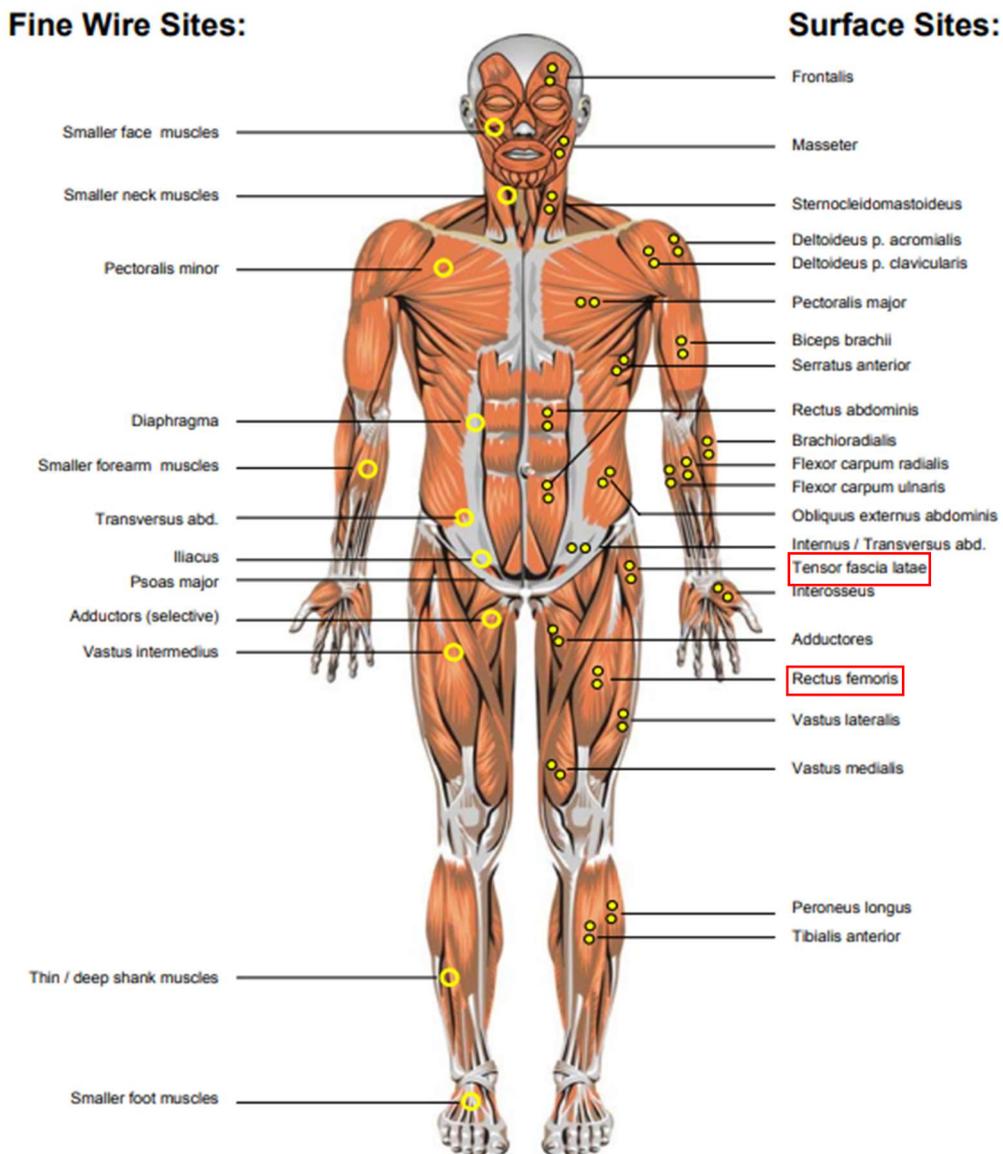
Además de los electrodos colocados sobre el músculo a medir, también se debe colocar al menos un electrodo de referencia. Se suele elegir un área no afectada eléctricamente, pero cercana a articulaciones, zona ósea, hueso de la tibia, etc. El sistema utilizado necesita una localización cercana a los demás electrodos para colocar el de referencia.

Es importante tener en cuenta la migración de la barriga del músculo por debajo del sitio del electrodo durante el movimiento articular, por lo que se debe colocar el electrodo en una posición central.

### 6.3.2.7 Inserción de los electrodos.

Se va a realizar solamente el electromiograma a los músculos de la pierna derecha de los sujetos, ya que el modelo solamente contempla dicha pierna.

Según el SENIAM, las posiciones anatómicas y la dirección (dos puntos amarillos) de los electrodos para medir se recogen a continuación:



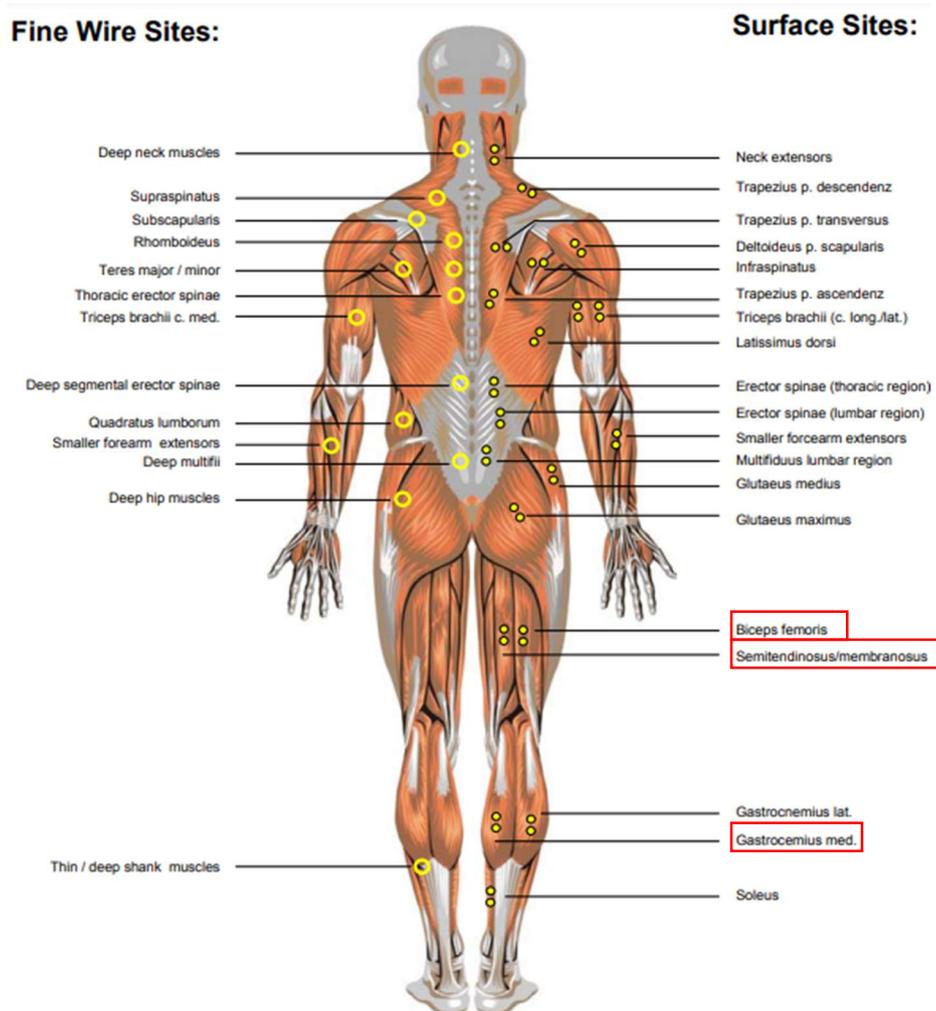


Fig. 44: Puntos de inserción de los electrodos según SENIAM.

Los músculos que se van a medir en la prueba son:

- Rectus Femoris.
- Semitendinosus.
- Tensor Fasciae Latae.
- Bíceps Femoris.
- Gastrocnemio Medial.

El punto de inserción de los electrodos en el músculo se va a hacer siguiendo los consejos del SENIAM. Hay que poner atención en la referencia del sensor de cada músculo, ya que cada uno de ellos corresponde a un músculo en específico [1].

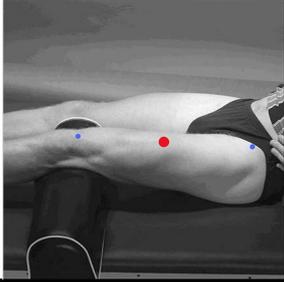
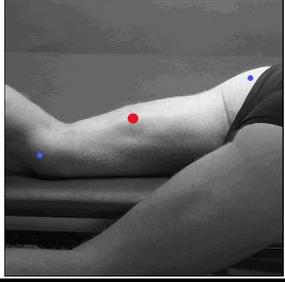
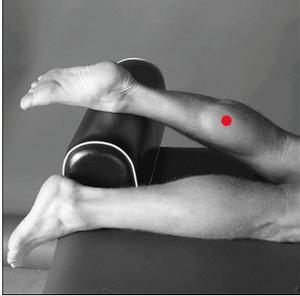
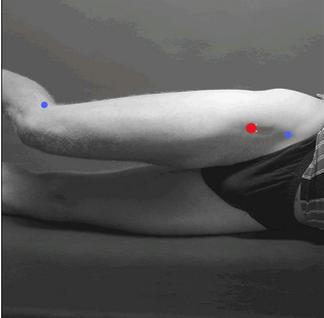
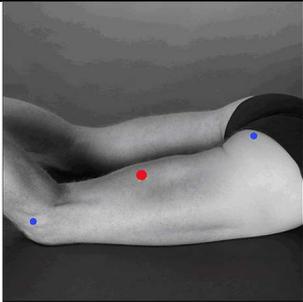
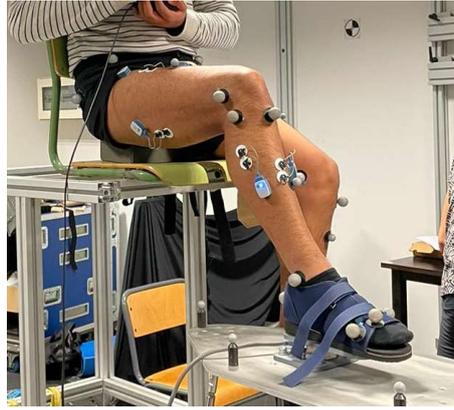
<b>Músculo</b>	<b>Rectus Femoris (2041B)</b>	<b>Semitendinosus (20415)</b>
<b>Localización</b>	En el medio de la línea que une la espina ilíaca anterior superior y la parte superior de la rótula.	En el medio de la línea que une la tuberosidad isquiática y el epicóndilo medial de la tibia.
<b>Imagen</b>		
<b>Músculo</b>	<b>Gastrocnemio Medial (20418)</b>	<b>Tensor Fasciae Latae (2041A)</b>
<b>Localización</b>	En la protuberancia más pronunciada del músculo.	A 1/6 entre la línea de la espina ilíaca anterior superior al cóndilo femoral lateral. (1/6 de la línea que une la pelvis y la cabeza de la tibia).
<b>Imagen</b>		
<b>Músculo</b>	<b>Bíceps Femoris (20417)</b>	
<b>Localización</b>	En la mitad de la línea que une la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia.	
<b>Imagen</b>		

Tabla 2: Localización de los puntos de inserción de los electrodos del SENIAM.

Se muestra la pierna de uno de los sujetos de la experiencia con los marcadores pasivos y los electrodos puestos.



*Fig. 45: Sujeto con los marcadores pasivos y los electrodos en la pierna.*

### **6.3.2.8 Modelo Músculo Esquelético (MME).**

Los modelos músculo esqueléticos (MME) son capaces de simular la biomecánica del cuerpo humano con el fin de proporcionar estimaciones válidas de fuerzas en músculos y ligamentos en tiempo real, entre otros usos. Actualmente, existen programas de simulación del cuerpo humano, como es AnyBody, pero que no operan en tiempo real.

Los robots paralelos son cada vez más usados en la rehabilitación del miembro inferior, por su sencillez, versatilidad, robustez, capacidad de carga y bajo coste [5]. La mayor limitación para el uso de estos robots paralelos en la rehabilitación de pacientes es la validación de los MME. Por otra parte, para que dicho modelo opere en tiempo real, son necesarias una serie de simplificaciones que consigan ahorrar coste computacional y sea posible operar en tiempo real.



*Fig. 46: Esquema AnyBody con robot de rehabilitación.*

El modelo se basa en dos etapas: una etapa offline para la calibración, escalado y cálculo de los coeficientes musculares y una etapa online para el cálculo de las fuerzas musculares.

En la primera etapa se realizan dos ejercicios para la calibración cinemática del modelo y los ejercicios de rehabilitación para obtener las relaciones funcionales entre las variables cinemáticas [5].

**a. Características del MME.**

El miembro inferior se modela a través de cuatro segmentos: pelvis, fémur, tibia y pie. Cada uno de ellos, se han asumido una serie de simplificaciones para que sea más sencillo su modelado.

La cadera se ha modelado como una junta esférica de 3 grados de libertad (gdl); la rodilla, como un mecanismo de cuatro barras de 1 gdl y el tobillo, como una junta de revolución de 1 gdl. Esto da como resultado un modelo con un total de 5 coordenadas generalizadas.

El escalado del modelo para cada sujeto en específico se determina mediante el programa de escalado, mencionado anteriormente, EscaladoNidal.m. Mediante el escalado de modelo, se localiza la posición de la cadera y los parámetros que definen el mecanismo de cuatro barras que constituyen la rodilla. De este modo, se adapta a las características anatómicas y articulares propias de cada sujeto y se define el Sistema de Coordenadas Anatómicas (SCAs) [5].

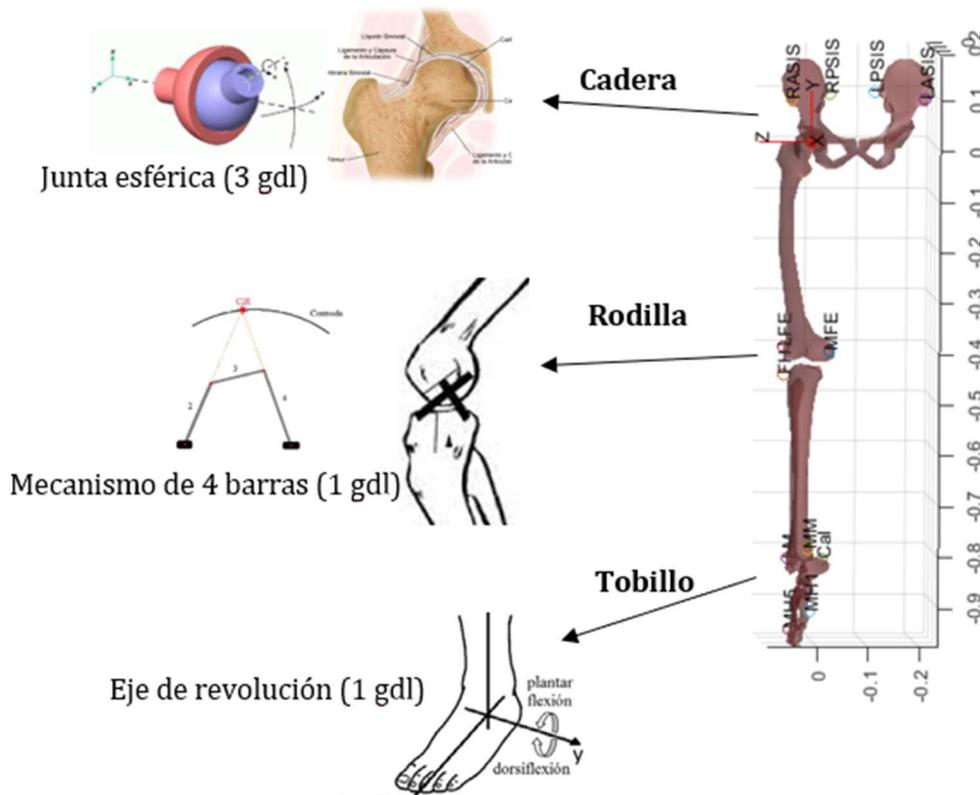


Fig. 47: Segmentos modelo de pierna humana.

Resulta necesario adaptar el modelo a las características propias de cada sujeto, de movimiento y de escala. El movimiento que presenta la rodilla afecta directamente sobre el brazo de palanca de los músculos y la estimación de la fuerza de los músculos. Por todo ello, es importante la adaptación para cada sujeto.

Los coeficientes que relacionan las fuerzas generalizadas con las acciones musculares ( $C_i$ ) en cada posición se calculan de manera offline.

Se han usado los multiplicadores de Lagrange para resolver la redundancia de las acciones musculares.

Para el cálculo de la distribución de fuerzas que ejerce cada músculo,  $\vec{F}_m$ , el objetivo es minimizar el sumatorio de las tensiones musculares al cuadrado, es decir:

$$\min \sum_i (\sigma_i)^2 = \min \left( \sum_i \left( \frac{F_{m_i}}{A_{m_i}} \right)^2 \right) \quad [Ec. 1]$$

Y teniendo como restricción las fuerzas musculares,  $F_{m_i}$ , multiplicadas por el brazo de palanca,  $C_i$ . Esto debe ser igual a la fuerza generalizada de la articulación,  $\tau$ :

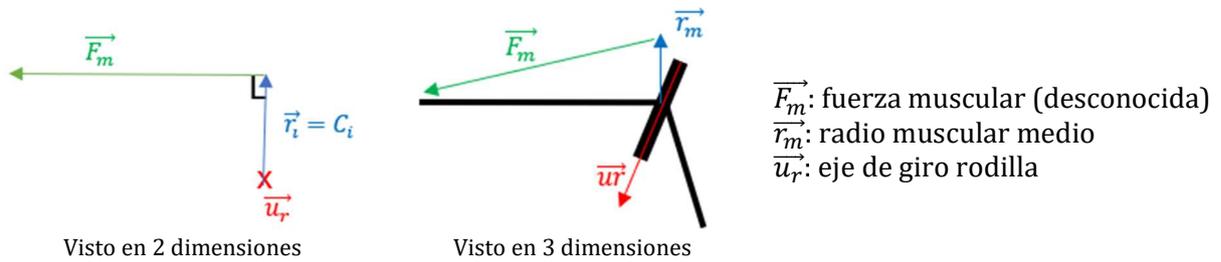
$$\left( \vec{F}_{m_i} \times \vec{r}_{m_i} \right) \cdot \vec{u}_{r_i} = F_i \cdot \left( \vec{u}_{m_i} \times \vec{r}_{m_i} \right) \cdot \vec{u}_{r_i} = \tau \rightarrow \sum_i C_i \cdot F_{m_i} = \tau \quad [Ec. 2]$$

Se tienen tantas ecuaciones como grados de libertad del modelo. Las ecuaciones de restricción quedan como:

$$\sum_i B_i \cdot \sigma_i = \tau \quad [Ec. 3]$$

Siendo  $B_i = C_i \cdot A_i$

De forma gráfica, se puede apreciar la acción de las fuerzas musculares y cómo se relaciona con el brazo de palanca y el eje de giro de la rodilla:



La solución analítica para 1 gdl, obtenemos una ecuación de restricción:

$$L_1(\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_n)_1 = \sum_i \sigma_i^2 - \lambda \cdot \left( \sum_i B_i \cdot \sigma_i - \tau_i \right) \quad [Ec. 4]$$

Se deriva parcialmente:

$$\frac{\partial L_1}{\partial \sigma_i} = 2 \cdot \sigma_i - \lambda \cdot B_i \rightarrow \sigma_i = \frac{\lambda \cdot B_i}{2} \quad [Ec. 5]$$

Siendo la restricción la [Ec. 3], se despeja lambda:

$$\sum_i B_i \cdot \frac{\lambda \cdot B_i}{2} = \tau_1 \rightarrow \lambda \cdot \sum_i \frac{B_i^2}{2} = \tau_1 \rightarrow \lambda = \frac{2 \cdot \tau_1}{\sum_i B_i^2} \quad [Ec. 6]$$

Despejando cada tensión muscular:

$$\sigma_i = \frac{\lambda \cdot B_i}{2} \rightarrow \sigma_i = \frac{\tau_1 \cdot B_i}{\sum_i B_i^2} \rightarrow F_i = \frac{\tau_1 \cdot C_{1_i} \cdot A_i^2}{\sum_i (C_{1_i} \cdot A_i)^2} \quad [Ec. 7]$$

Aplicando la [Ec. 7] se obtiene directamente las fuerzas musculares. El resto de los parámetros de la ecuación son conocidos o se han calculado offline.

### b. Simplificaciones del modelo.

Para operar en tiempo real es necesario asumir una serie de simplificaciones que permitan reducir el tiempo computacional. Se asume que se trata de un modelo estático.

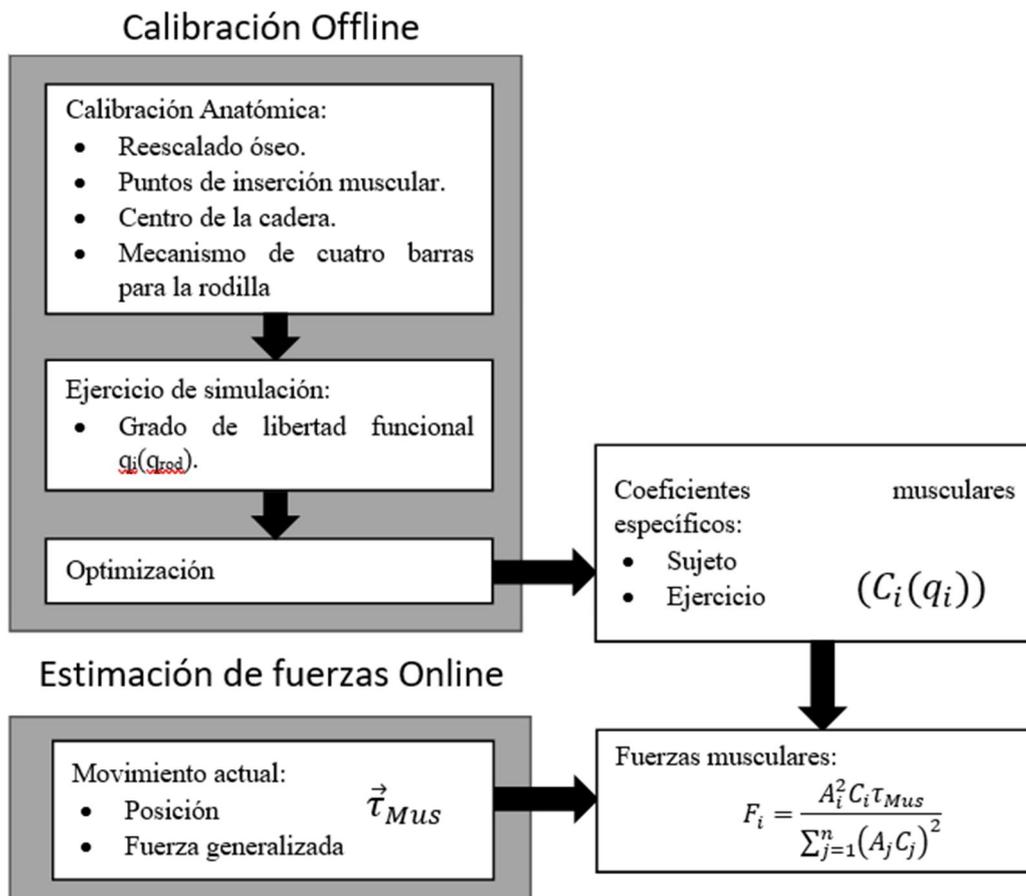
Además, el uso de 5gdl hace que el número de combinaciones asociadas sea muy elevado, lo que implica un coste computacional demasiado grande. El número de combinaciones puede ser reducido si se asume un grado de libertad funcional, ya que las variables generalizadas no cambian si los movimientos son repetitivos, debido a la coordinación motora [5]. De esta

manera, se reduce el número de parámetros independientes para describir el movimiento. El número de parámetros reducido se denomina grado de libertad funcional (gdlf). El cálculo de este parámetro se hace mediante el programa en Matlab GDLF\_q5.m (6.3.1.2).

Con esta simplificación, se puede determinar de forma experimental la relación entre la rodilla (la variable principal) y el resto de las coordenadas generalizadas del modelo. Así se consigue reducir en número de combinaciones para definir el modelo.

Por último, la inercia en el modelo apenas influye en los ejercicios, ya que se hacen a velocidad muy baja, con lo cual se desprecian.

El proceso para el cálculo y escalado del MME se recoge en el siguiente diagrama de bloques, en el cual se observa la interacción entre la parte de cálculo offline y online.



El robot y el modelo son ejecutados simultáneamente con el propósito de que en un futuro interactúen. Esto funciona a través del programa *StreamingNidal.m* hecho por el doctorando Rafael Escarbajal en C++, el cual forma parte del MME, pero no es objeto de este trabajo.

### 6.3.2.9 Control de calidad. Verificación de la señal y errores típicos en la medida.

Una vez se han insertado los electrodos sobre el sujeto y los medidores inalámbricos, se procede a abrir el programa *MR Noraxon*. En primer lugar, en la ventana **Home** se debe registrar el sujeto con su nombre, apellidos, sexo, altura, peso y fecha de nacimiento. Se debe seleccionar el nuevo sujeto para que la prueba se grabe con sus datos. A continuación, se selecciona la configuración: "ValidationMME".



Fig. 48: Electrodo conectado al medidor inalámbrico.

En segundo lugar, se pasa a la ventana **Measure** para proceder a conectarse con el hardware, es decir, los electrodos y medidores inalámbricos. En la ventana de medición deben aparecer 7 gráficos, correspondientes a los marcadores que se han insertado en cada uno de los músculos a medir. Además, debe de aparecer un gráfico adicional correspondiente al *trigger* con el sistema de fotogrametría que servirá para sincronizar el inicio de medida del programa Noraxon con el de Optitrack. De este modo, ambas señales son más fáciles de procesar, ya que estarán sincronizadas.

Para verificar que los electrodos que se han colocado en el sujeto correctamente, se mide la impedancia con la opción "Measure EMG impedance". Se necesitan unos 5 segundos para que la señal alcance unas condiciones eléctricas estables. Se considera bueno si el rango de impedancia se encuentra entre 1 y 10 k $\Omega$ , siendo cuanto más bajo su valor mejor.

El entorno gráfico que presenta el software se muestra a continuación:

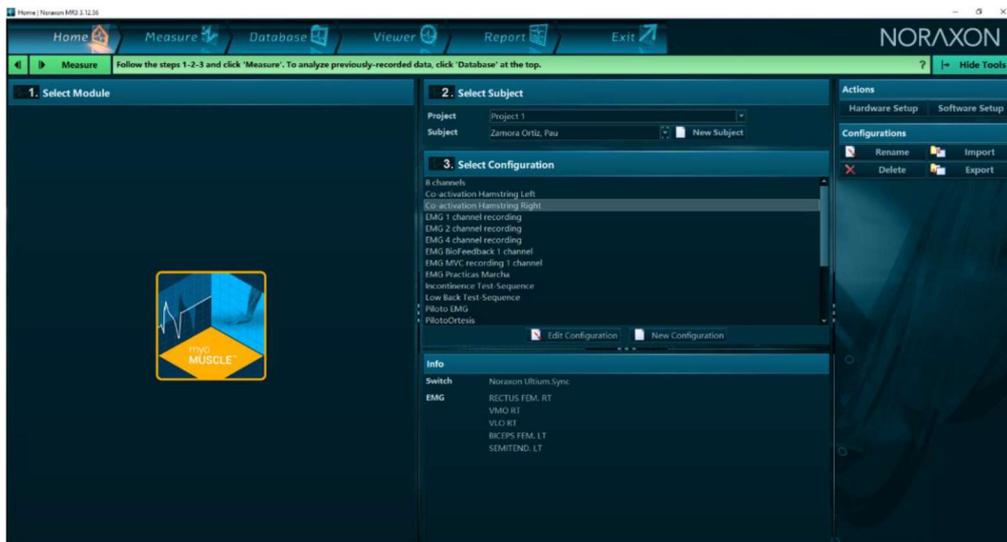


Fig. 49: Entorno software MR Noraxon.

Los rangos de impedancia se clasifican, según *The ABC of EMG* [4].

Rango de impedancia [k $\Omega$ ]	Recomendación
1 – 5	Muy buenas condiciones de impedancia.
5 – 10	Buenas y dentro de la recomendación.
10 – 30	Aceptable para condiciones fáciles.
30 – 50	Poco buenas, revisar conexiones.
> 50	Revisar y colocar correctamente los medidores y

Tabla 3: Rango de impedancia y recomendaciones de *The ABC of EMG*.

Además, la inspección visual de que la señal recibida en el programa es correcta es de gran importancia y no puede ser reemplazada por otro método. El amplificador de la señal es un aparato extremadamente sensible y puede verse fácilmente influenciado por señales externas si no se trata debidamente. Para la verificación de que la señal se está leyendo correctamente, se debe pedir al sujeto que contraiga y relaje el músculo para verificar que en pantalla se imprima los picos de señal correspondientes a la activación muscular.

A continuación, se debe pedir al sujeto que se relaje y se debe comprobar tres aspectos muy importantes que indicarán que la señal es correcta o, de lo contrario, no se está realizando bien la medida. Primeramente, se debe tener en cuenta que es prácticamente imposible obtener una medida libre de ruido. Sin embargo, la magnitud de estos picos de naturaleza aleatoria en la señal no debe exceder los 10 o 15mV. El promedio de ruido debe ser de 1 a 3.5 mV, según *The ABC of EMG* [3]. En segundo lugar, hay que prestar atención a la línea base de la señal. Es posible que se encuentre desplazada del cero real, ya que algunos amplificadores trabajan en "auto-set". Si no se corrige, las medidas basadas en la amplitud no serán válidas. Se debe atender también a si ha ocurrido un cambio de referencia de la línea de base y la línea de cero se ha desplazado.

Por último, es importante analizar la distribución en frecuencia de la señal. Si se tienen en cuenta los valores recomendados de paso de banda del amplificador, que van desde 10 Hz de paso alto hasta 500 Hz de paso bajo, según SENIAM [5]. La mayor parte de la potencia de la frecuencia del EMG superficial se sitúa entre 10 y 250 Hz. Esta distribución puede calcularse mediante la "Transformación rápida de Fourier" (FFT) y representarse gráficamente como un espectro de potencia total de la señal EMG.

### **Errores en los medidores.**

Los errores típicos que pueden ocurrir a la hora de comprobar la impedancia medida en los electrodos son los siguientes:

- Un medidor se encuentra apagado. Para encender el medidor individualmente, se debe pulsar el botón de encendido que posee sobre una de sus caras. Debe mostrar una luz verde seguida de una luz parpadeante de color azul tenue. En caso de que aparezca una luz roja y no vuelva a parpadear, el medidor se habrá vuelto a apagar. En este caso, significa que el medidor se ha quedado sin batería, por lo que habrá que cargarlo y cambiarlo por otro que sí disponga de carga suficiente para realizar la prueba.
- Un electrodo se ha desconectado. Se puede identificar este error si se muestra en pantalla la medición de una señal caótica y con valores muy elevados. El motivo de este fallo puede ser la desconexión de alguno de los cables del medidor y el electrodo. Se deben revisar todos los cables y volver a medir el valor de la impedancia en los electrodos. Otra causa podría ser que el electrodo se haya despegado de la piel, total o parcialmente. Se debe sustituir el electrodo y limpiar la piel antes de pegar uno nuevo.
- Impedancia elevada. Si el valor de impedancia es mayor de 30 k $\Omega$ , se debe retirar el electrodo, preparar la piel nuevamente y pegar uno nuevo. Si la señal que se mide es de 50 k $\Omega$  o mayor, no se está midiendo correctamente el músculo, por lo que se debe revisar la posición en la que se encuentra el electrodo y corregirla con uno nuevo.
- RMS elevado. Si el músculo se encuentra inactivo, no se debe medir más de 10  $\mu$ V. Si se detecta una señal mayor a este valor, se debe comprobar el valor de la impedancia y revisar si el músculo se está activando de forma involuntaria. Si el problema persiste, se debe retirar el electrodo, preparar de nuevo la piel e insertar un electrodo nuevo.

- Activación involuntaria de un músculo. Si se percibe en pantalla que algún músculo se activa de forma involuntaria, se debe pedir al sujeto que se tumbe y se relaje. Si persiste el problema, se debe esperar unos minutos a que el sujeto se relaje [2].

### 6.3.3 Normalización EMG.

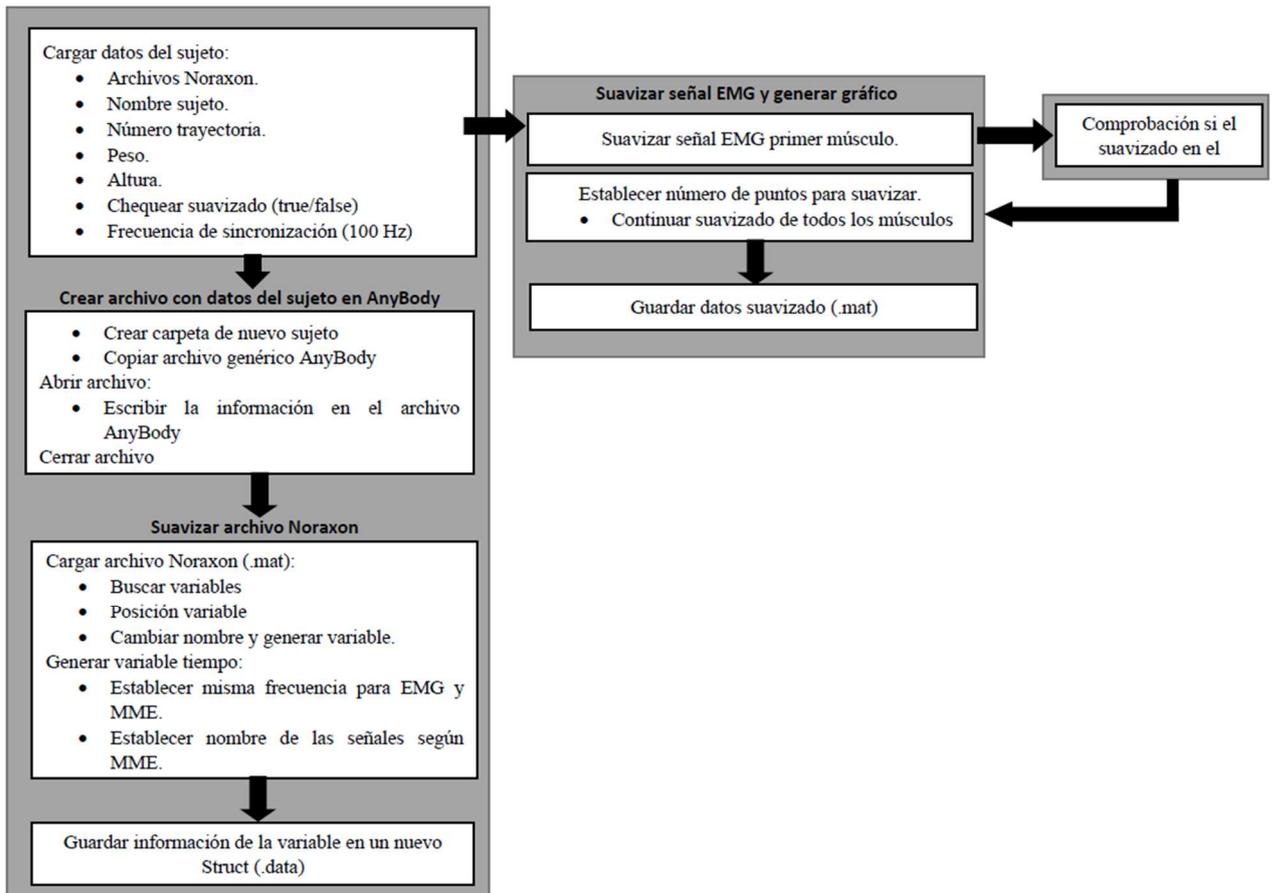
La señal EMG recogida en los experimentos, se debe procesar antes de proceder a la comparación. El procesado y normalizado de los datos se hace mediante el programa, desarrollado por Pau Zamora, ProcessEmg.m. El programa carga los datos que se han recogido durante la prueba en Noraxon, prepara y graba los datos en un nuevo struct y, por último, los pone en valor absoluto y los suaviza.

Las primeras líneas de código se deben modificar dependiendo del sujeto y sus datos correspondientes. Además, se puede cambiar si se quiere verificar el primer suavizado y la frecuencia de sincronización de los datos (aunque en este caso se va a sincronizar a 100Hz). Una vez se han cargado los archivos en bruto del experimento, se crea un archivo en AnyBody, donde se copia el archivo genérico, se abre el nuevo archivo y se escribe la información. A continuación, se cargan los archivos de Noraxon para proceder al suavizado y el cálculo de la correlación entre ambas señales. El proceso consiste en buscar las variables en el Workspace, buscar la posición de la variable, cambiar el nombre y generar la variable que se va a guardar. También se crea la variable tiempo y se nombra a las señales con los nombres que se han establecido para ellas. Hecho esto, empieza el proceso de suavizado. El proceso de suavizado tiene una duración de aproximadamente 6h-7h, por lo que para comprobar que se están procesando los datos correctamente, se grafica el primer músculo suavizado. Si se indica que el proceso está siendo correcto el programa procede a suavizar el resto de los músculos y a calcular las correlaciones.

Para el cálculo de las correlaciones, se ha utilizado el coeficiente de Spearman, ya que es menos sensible que otros métodos a la variabilidad de los datos, lo cual es muy esperable en EMG. El coeficiente de correlación de Spearman es una medida de la correlación entre dos variables aleatorias (continua o discreta). Para su cálculo, se deben ordenar los datos [14].

Por último, se guardan los datos obtenidos en el suavizado en un archivo con formato .mat.

De forma esquemática, se puede apreciar el funcionamiento del programa mediante el siguiente diagrama de bloques.





Parte III.

---

# PRESUPUESTO

---



# Capítulo 7. Presupuesto.

## 7.1 Objeto.

El presente presupuesto recoge una aproximación lo más cercana a la realidad del coste total de la realización del experimento. En él se toma en cuenta todo lo relativo al proyecto que tenga un coste asociado, su cantidad y una explicación por si se requiere reproducir en un futuro, tener todas las pautas necesarias para poder llevarlo a cabo. Se ha organizado agrupando los elementos según características similares: materiales, equipo y maquinaria, personal, software y medios auxiliares.

### Amortización de los activos.

Se ha calculado el coste de amortización por el método constante. Para conseguir su valor residual ( $V_r$ ) y los años ( $n$ ), se ha consultado el LIS (artículo 12.1 a Amortizaciones) y el RIS (artículo 4). En este caso, al haber usado todos los equipos durante 6 meses ( $n'$ ), se ha amortizado por período semestral.

$$a = \frac{V_c (\text{€}) - V_r (\text{€})}{n' (\text{semestre})} \quad [\text{Ec. } 8]$$

En la siguiente tabla se recogen las amortizaciones de todos los elementos que se han tenido en cuenta.

### AMORTIZACIÓN (art. 12.1 a) de la LIS y artículo 4 del RIS

Descripción	Vc (€)	% s./Vc	Vr (€)	n' (sem.)	a (€)
Equipo Ultium de Noraxon, incluido Model 880 Ultium Receiver, Model 810 EMG sensor, Model 883 Docking Station, Model 842 Ultium EMG Smart Lead, A to B USB cable, EMG sensor charger power source y Sensr Docking Station to Ultium receiver cable.	20.890,50 €	15%	3.133,58 €	28	<b>634,18 €</b>
Software myoMUSCLE Software Module	3.800,00 €	33%	1.254,00 €	12	<b>212,17 €</b>
Software Matlab estándar licencia	2.000,00 €	33%	660,00 €	12	<b>111,67 €</b>
Robot de rehabilitación I2BM con etapas de control incluidas.	18.500,00 €	20%	3.700,00 €	6	<b>2.466,67 €</b>
Zapato rehabilitación	50,00 €	15%	7,50 €	28	<b>1,52 €</b>
Equipo Optitrack, incluido 10 cámaras de fotogrametría, OptiHUB, marcadores pasivos, cableado, instrumentación de calibración (CS-200 y CW-500) y demás instrumentación y equipamiento.	23.375,52 €	33%	7.713,92 €	12	<b>1.305,13 €</b>
Software Optitrack	4.664,97 €	33%	1.539,44 €	12	<b>260,46 €</b>
Ordenador de sobremesa, incluido tarjetas gráficas, cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	3.000,00 €	25%	750,00 €	16	<b>140,63 €</b>
Ordenador de sobremesa para el control del Optitrack, incluido tarjetas gráficas, cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	700,00 €	25%	175,00 €	16	<b>32,81 €</b>

Ordenador de sobremesa industrial, incluido tarjetas gráficas cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	2.000,00 €	25%	500,00 €	16	<b>93,75 €</b>
Portátil MSI tarjeta gráfica, cargador, Windows incluido	1.250,00 €	25%	312,50 €	16	<b>58,59 €</b>
TV Samsung de 50", incluido soporte pared, mando y cables de conexión a la red.	549,00 €	20%	109,80 €	20	<b>21,96 €</b>
Teclado y ratón inalámbricos de Logitech	25,99 €	10%	2,60 €	40	<b>0,58 €</b>
Sensor de fuerzas, incluido sensor, cableado y transmisor de información.	8.000,00 €	20%	1.600,00 €	20	<b>320,00 €</b>
Seta de emergencia	15,74 €	10%	1,57 €	40	<b>0,35 €</b>
Escaleras metálicas con escalones acanalados de aluminio con 1 rampa	569,00 €	15%	85,35 €	28	<b>17,27 €</b>
Silla para el experimento, incluido cinturón de seguridad, contrapesos, ruedas, estructura y silla.	1.000,00 €	10%	100,00 €	40	<b>22,50 €</b>

Tabla 4: Amortización por el método constante

### Coste por materiales.

En este apartado se recoge todo el material necesario para realizar la experiencia, entendiéndose como todo aquello que no forma parte de un equipo y/o maquinaria, un software informático, medio auxiliar o personal involucrado.

El precio del producto se ha calculado por coste unitario, es decir, el coste de la mínima unidad divisible del mismo.

### Coste del equipo y maquinaria.

Se ha incluido en este punto todo el equipo y máquinas físicas utilizado para llevar a cabo la experiencia y que su cambio, influiría de forma directa en el procedimiento para la obtención de los resultados tal y como se especifican en la memoria.

Además, los equipos de Optitrack y Noraxon se compraron en 2018 por lo que se ha tenido en cuenta un incremento de su precio del 9% según el IPC, tal y como pone en el INE.

### Coste del software.

El coste de los softwares se ha calculado en base al coste de la licencia anual del producto. Se considera haber usado estos productos durante 6 meses. Por lo tanto, en la parte de cantidad se contabilizará como 0.5, correspondiente a la mitad de un año.

Los precios en la página web oficial de estos productos está en dólares, por lo que se ha calculado su equivalencia en euros con el valor de cambio de divisa en el momento de su cálculo. Debido al constante cambio en el valor de las divisas, es posible que cambie a lo largo del tiempo.

Los Software utilizados para llevar a cabo el proyecto son:

- myoMUSCLE de Noraxon.
- Matlab R2022a.
- Motive de Optitrack.

### Coste del personal.

El coste del personal se ha calculado en base a una aproximación de su salario mensual, extraído del portal de transparencia de la UPV. Se ha calculado el precio por hora de su trabajo y se ha estimado el número de horas que le ha dedicado cada una de las partes a la elaboración y revisión de este proyecto. El precio de la hora del estudiante se ha estimado

en base al coste habitual de horas por un trabajo de ingeniería. También se incluye el coste de las horas dedicadas de los sujetos del experimento que han participado.

- Catedrático de Universidad.
- Personal investigador.
- Técnico de laboratorio.
- Estudiante de ingeniería.

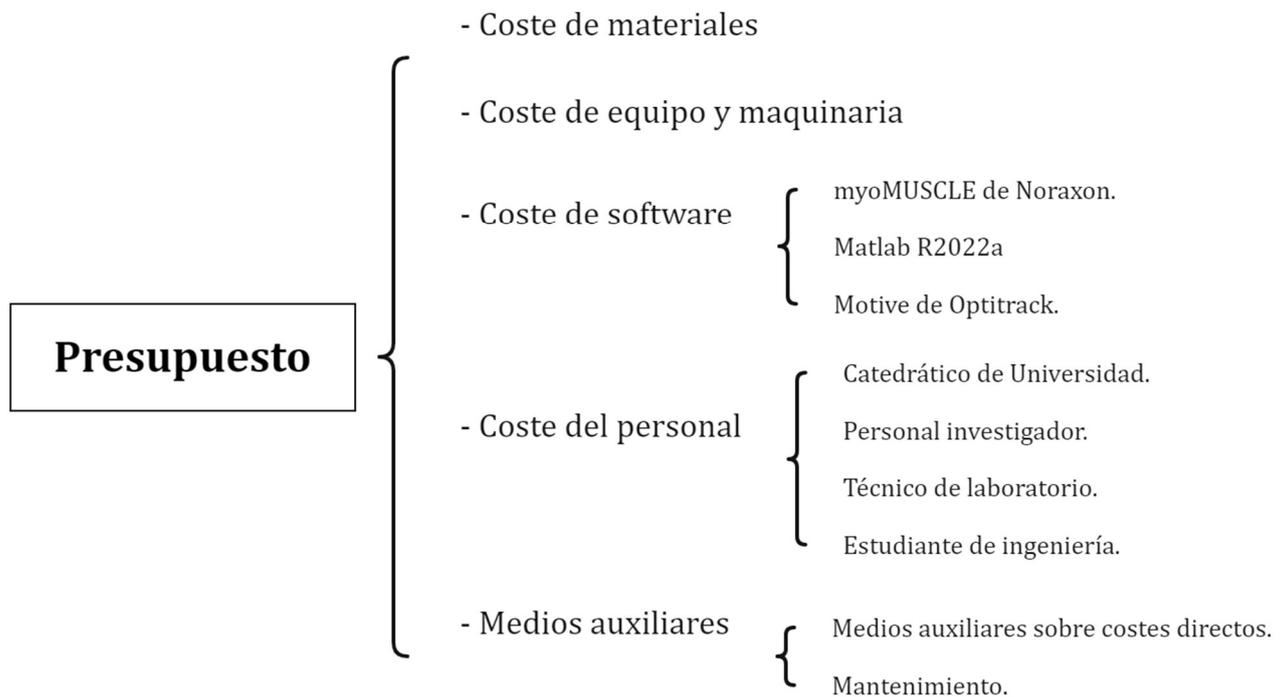
El número de horas dedicado por cada uno de los sujetos se ha estimado en base a las actividades que se han realizado para la preparación y realización de las experiencias y el número de días y horas dedicados a consultas y tutorías.

**Medios auxiliares.**

Se ha dividido en dos partes: medios auxiliares sobre los costes directos y mantenimiento. En M.A. sobre costes directos se contabiliza el uso del laboratorio y todo lo que ello implica, es decir gastos de luz, conexión a red, etc. Cualquier otro gasto derivado del uso de un equipo o cualquier elemento queda reflejado en este apartado.

Por otro lado, también se tiene en cuenta un tanto por cien del total se tiene que sumar al total en concepto de gastos derivados del mantenimiento de todos los elementos que intervienen en el proyecto.

Ambos costes están en tanto por cien de la suma de los costes y se sumarán para formar el total del coste en los precios descompuestos.



**7.2 Precios elementales.**

En el presente cuadro se recogen los precios elementales de todos los elementos que se han usado en el experimento. El precio se ha considerado de forma unitaria, por lo que el valor corresponde al precio de la unidad de producto.

Se ha dividido en secciones según su tipología o características similares del producto.

## PRECIOS ELEMENTALES

Ref.	Descripción	Ud.	Precio unitario (€)
<b>MATERIALES</b>			
m.1	Cuchillas desechables Deliplus	ud.	0,10 €
m.2	Alcohol etílico absoluto para análisis 96% 1L	l.	40,00 €
m.3	Rollo de papel de limpieza	m.	6,95 €
m.4	Marcador retráctil	ud.	1,45 €
m.5	Pegatinas para marcadores pasivos 16mm de Optitrack	ud.	0,14 €
m.6	Marcador pasivo M4 de 15,9mm	ud.	6,33 €
m.7	Pegatinas adhesivas sensor EMG de Noraxon, hipoalergénicas, código 810C	ud.	0,36 €
m.8	Electrodos de gel húmedo de Noraxon, hipoalergénicos	ud.	1,24 €
m.9	Manta de ocultación poliéster color negro 140x140cm	ud.	27,93 €
m.10	Teclado y ratón inalámbricos de Logitech	ud.	0,58 €
m.11	Bloque de yoga de espuma	ud.	4,99 €
m.12	Fotocopias	ud.	0,05 €
<b>PERSONAL</b>			
p.1	Catedrático de Universidad TC	h	20,00 €
p.2	Personal investigador TC	h	12,00 €
p.3	Técnico de laboratorio	h	10,00 €
p.4	Estudiante de Unversidad	h	8,50 €
<b>EQUIPO Y MAQUINARIA</b>			
e.1	Equipo Ultium de Noraxon, incluido Model 880 Ultium Receiver, Model 810 EMG sensor, Model 883 Docking Station, Model 842 Ultium EMG Smart Lead, A to B USB cable, EMG sensor charger power source y Sensr Docking Station to Ultium receiver cable.	ud.	634,18 €
e.2	Robot de rehabilitación I2BM con etapas de control incluidas.	ud.	2.466,67 €
e.3	Zapato rehabilitación	ud.	1,52 €
e.4	Portátil MSI tarjeta gráfica, cargador, Windows incluido	ud.	58,59 €
e.5	Ordenador de sobremesa, incluido tarjetas gráficas, cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	ud.	140,63 €
e.6	Ordenador de sobremesa industrial, incluido tarjetas gráficas cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	ud.	93,75 €
e.7	Ordenador de sobremesa para el control del Optitrack, incluido tarjetas gráficas, cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	ud.	32,81 €
e.8	Sensor de fuerzas, incluido sensor, cableado y transmisor de información.	ud.	32,81 €
e.9	Seta de emergencia	ud.	0,35 €

e.10	Equipo Optitrack, incluido 10 cámaras de fotogrametría, OptiHUB, marcadores pasivos, cableado, instrumentación de calibración (CS-200 y CW-500) y demás instrumentación y equipamiento.	ud.	108,76 €
e.11	Escaleras metálicas con escalones acanalados de aluminio con 1 rampa	ud.	17,27 €
e.12	Silla para el experimento, incluido cinturón de seguridad, contrapesos, ruedas, estructura y silla.	ud.	22,50 €
e.13	TV Samsung de 50", incluido soporte pared, mando y cables de conexionado a la red.	ud.	21,96 €

## SOFTWARE

s.1	Software myoMUSCLE Software Module	ud.	212,17 €
s.2	Software Matlab estándar licencia	ud.	111,67 €
s.3	Software Optitrack	ud.	260,46 €

## MEDIOS AUXILIARES

Descripción	%
M.A. sobre costes directos	15%
Costes de mantenimiento de los equipos	40%

Tabla 5: Precios elementales

## 7.3 Precios descompuestos.

Se han agrupado los elementos que recoge la Tabla 5: Precios elementales según su uso. En total hay cuatro agrupaciones denominadas cada una con la letra C más un número para distinguirlas.

Se han clasificado en:

- Equipo fotogrametría de Optitrack.
- Equipo electromiografía de Noraxon.
- Equipo de laboratorio.
- Equipo de robot de rehabilitación.

También se tiene en cuenta la cantidad de cada elemento que se ha utilizado y se obtiene el total de cada una de las agrupaciones que se han hecho.

## PRECIOS DESCOMPUESTOS

Ref.	Descripción	Ud.	Precio unitario (€)	Cant.	Parcial (€)
C1	Equipo de fotogrametría, incluye pegatinas marcadoras pasivos 15,9mm, marcadores pasivos 16mm, equipos de cámaras de fotogrametría Flex 13, OptiHUB, Vara de calibración CW-500, Escuadra de calibración del suelo CS-200, Software Optitrack. Trabajo personal investigador y técnico de laboratorio. Trabajos de mantenimiento de equipos.	ud.			
<b>Material</b>					
m.5	Pegatinas para marcadores pasivos 16mm de Optitrack	ud.	0,14 €	120	16,80 €
m.6	Marcador pasivo M4 de 15,9mm	ud.	6,33 €	40	253,36 €

<b>Equipo</b>					
e.7	Ordenador de sobremesa para el control del Optitrack, incluido tarjetas gráficas, cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	ud.	32,81 €	1	32,81 €
e.10	Equipo Optitrack, incluido 10 cámaras de fotogrametría, OptiHUB, marcadores pasivos, cableado, instrumentación de calibración (CS-200 y CW-500) y demás instrumentación y equipamiento.	ud.	108,76 €	1	108,76 €
<b>Software</b>					
s.3	Software Optitrack	ud.	260,46 €	1	260,46 €
<b>Personal</b>					
p.2	Personal investigador TC	h	12,00 €	5	60,00 €
p.3	Técnico de laboratorio	h	10,00 €	1	10,00 €
p.4	Estudiante de Universidad	h	8,50 €	5	42,50 €
<b>Medios auxiliares</b>					
	M.A. sobre costes directos		15%	784,69 €	117,70 €
	Costes de mantenimiento de los equipos		40%	784,69 €	313,88 €
				<b>Total</b>	<b>1.216,28 €</b>

Ref.	Descripción	Ud.	Precio unitario (€)	Cant.	Parcial (€)
C2	Equipo de electromiografía (EMG), incluye pegatinas adhesivas sensor EMG, electrodos de gel húmedo, portátil MSI. Software myoMUSCLE y costes de mantenimiento y medios auxiliares.	ud.			
<b>Material</b>					
m.7	Pegatinas adhesivas sensor EMG de Noraxon, hipoalergénicas, código 810C	ud.	0,36 €	15	5,40 €
m.8	Electrodos de gel húmedo de Noraxon, hipoalergénicos	ud.	1,24 €	60	74,40 €
<b>Equipo</b>					
e.1	Equipo Ultium de Noraxon, incluido Model 880 Ultium Receiver, Model 810 EMG sensor, Model 883 Docking Station, Model 842 Ultium EMG Smart Lead, A to B USB cable, EMG sensor charger power source y Sensr Docking Station to Ultium receiver cable.	ud.	634,18 €	1	634,18 €
e.4	Portátil MSI tarjeta gráfica, cargador, Windows incluido	ud.	58,59 €	1	58,59 €
<b>Software</b>					
s.1	Software myoMUSCLE Software Module	ud.	212,17 €	1	212,17 €
<b>Personal</b>					
p.2	Personal investigador TC	h	12,00 €	5	60,00 €
p.3	Técnico de laboratorio	h	10,00 €	1,5	15,00 €
p.4	Estudiante de Universidad	h	8,50 €	5	42,50 €
<b>Medios auxiliares</b>					
	M.A. sobre costes directos		15%	1.059,74 €	158,96 €
	Costes de mantenimiento de los equipos		40%	1.059,74 €	423,89 €
				<b>Total</b>	<b>1.685,09 €</b>

Ref.	Descripción	Ud.	Precio unitario (€)	Cant.	Parcial (€)
C3	Equipo del laboratorio, incluye cuchillas desechables, alcohol etílico absoluto, rollo de papel de limpieza, marcador retráctil, manta de ocultación poliéster negro, teclado y ratón inalámbricos, bloque de yoga, fotocopias. Portátil MSI, ordenador de sobremesa industrial, escaleras metálicas, silla para experimento, TV, software Matlab. Personal investigador y técnico de laboratorio. Medios auxiliares y mantenimiento.	ud.			
<b>Material</b>					
m.1	Cuchillas desechables Deliplus	ud.	0,10 €	6	0,60 €
m.2	Alcohol etílico absoluto para análisis 96% 1L	l.	40,00 €	0,2	8,00 €
m.3	Rollo de papel de limpieza	m.	6,95 €	1	6,95 €
m.4	Marcador retráctil	ud.	1,45 €	1	1,45 €
m.9	Manta de ocultación poliéster color negro 140x140cm	ud.	27,93 €	3	83,79 €
m.10	Teclado y ratón inalámbricos de Logitech	ud.	0,58 €	1	0,58 €
m.11	Bloque de yoga de espuma	ud.	4,99 €	1	4,99 €
m.12	Fotocopias	ud.	0,05 €	100	5,00 €
<b>Equipo</b>					
e.4	Portátil MSI tarjeta gráfica, cargador, Windows incluido	ud.	58,59 €	1	58,59 €
e.5	Ordenador de sobremesa, incluido tarjetas gráficas, cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	ud.	140,63 €	1	140,63 €
e.11	Escaleras metálicas con escalones acanalados de aluminio con 1 rampa	ud.	17,27 €	1	17,27 €
e.12	Silla para el experimento, incluido cinturón de seguridad, contrapesos, ruedas, estructura y silla.	ud.	22,50 €	1	22,50 €
e.13	TV Samsung de 50", incluido soporte pared, mando y cables de conexionado a la red.	ud.	21,96 €	1	21,96 €
<b>Personal</b>					
p.2	Personal investigador TC	h	12,00 €	5	60,00 €
p.4	Estudiante de Universidad	h	8,50 €	5	42,50 €
<b>Medios auxiliares</b>					
	M.A. sobre costes directos		15%	432,32 €	64,85 €
	Costes de mantenimiento de los equipos		40%	432,32 €	172,93 €
				<b>Total</b>	<b>712,59 €</b>

Ref.	Descripción	Ud.	Precio unitario (€)	Cant.	Parcial (€)
C4	Equipo del robot de rehabilitación, incluido robot de rehabilitación, sensor de fuerzas, seta de emergencia, ordenador de control del robot, software Matlab. Trabajo del personal técnico y personal investigador. Medios auxiliares y mantenimiento.	ud.			
<b>Equipo</b>					
e.2	Robot de rehabilitación I2BM con etapas de control incluidas.	ud.	2.466,67 €	1	2.466,67 €
e.3	Zapato rehabilitación	ud.	1,52 €	1	1,52 €

e.6	Ordenador de sobremesa industrial, incluido tarjetas gráficas cableado, teclado, ratón, pantallas, torre, versión Windows.	ud.	93,75 €	1	93,75 €
e.8	Sensor de fuerzas, incluido sensor, cableado y transmisor de información.	ud.	32,81 €	1	32,81 €
e.9	Seta de emergencia	ud.	0,35 €	1	0,35 €
<b>Software</b>					
s.2	Software Matlab estándar licencia	ud.	111,67 €	1	111,67 €
<b>Personal</b>					
p.2	Personal investigador TC	h	12,00 €	6	72,00 €
p.3	Técnico de laboratorio	h	10,00 €	5	50,00 €
<b>Medios auxiliares</b>					
	M.A. sobre costes directos		15%	2.828,77 €	424,32 €
	Costes de mantenimiento de los equipos		40%	2.828,77 €	1.131,51 €
<b>Total</b>					<b>4.384,59 €</b>

Tabla 6: Precios descompuestos.

## 7.4 Precio total del presupuesto.

Agrupando los totales de los precios descompuestos se obtiene el presupuesto total de la realización del proyecto.

### ESTADO DE MEDICIONES

Ref.	Descripción	Ud.	Precio unitario (€)
C1	Equipo de fotogrametría, incluye pegatinas marcadoras pasivos 15,9mm, marcadores pasivos 16mm, equipos de cámaras de fotogrametría Flex 13, OptiHUB, Vara de calibración CW-500, Escuadra de calibración del suelo CS-200, Software Optitrack. Trabajo personal investigador y técnico de laboratorio. Trabajos de mantenimiento de equipos.	Ud.	1.216,28 €
C2	Equipo de electromiografía (EMG), incluye pegatinas adhesivas sensor EMG, electrodos de gel húmedo, portátil MSI. Software myoMUSCLE y costes de mantenimiento y medios auxiliares.	Ud.	1.685,09 €
C3	Equipo del laboratorio, incluye cuchillas desechables, alcohol etílico absoluto, rollo de papel de limpieza, marcador retráctil, manta de ocultación poliéster negro, teclado y ratón inalámbricos, bloque de yoga, fotocopias. Portátil MSI, ordenador de sobremesa industrial, escaleras metálicas, silla para experimento, TV, software Matlab. Personal investigador y técnico de laboratorio. Medios auxiliares y mantenimiento.	Ud.	712,59 €
C4	Equipo del robot de rehabilitación, incluido robot de rehabilitación, sensor de fuerzas, seta de emergencia, ordenador de control del robot, software Matlab. Trabajo del personal técnico y personal investigador. Medios auxiliares y mantenimiento.	ud.	4.384,59 €
<b>Total presupuesto</b>			<b>7.998,55 €</b>

Tabla 7: Precio total del presupuesto.

Parte IV.

---

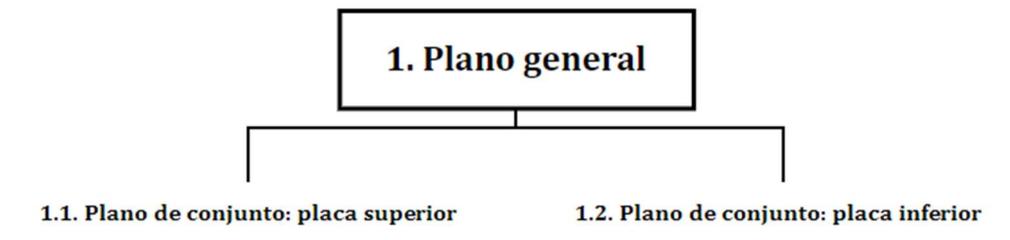
# PLANOS

---



## Capítulo 8. Planos.

### 8.1 Organigrama técnico.



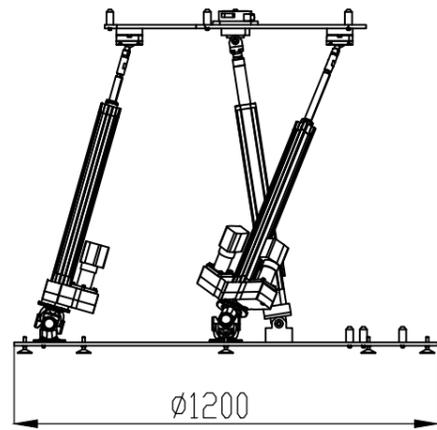
### 8.2 Listado de planos.

1-Plano general.

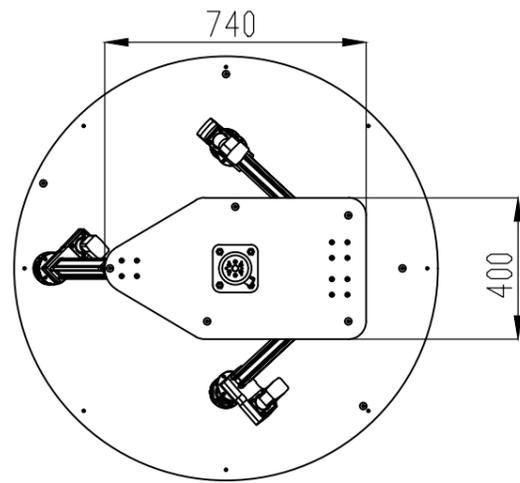
1.1-Plano de conjunto: placa superior.

1.2-Plano de conjunto: placa inferior.

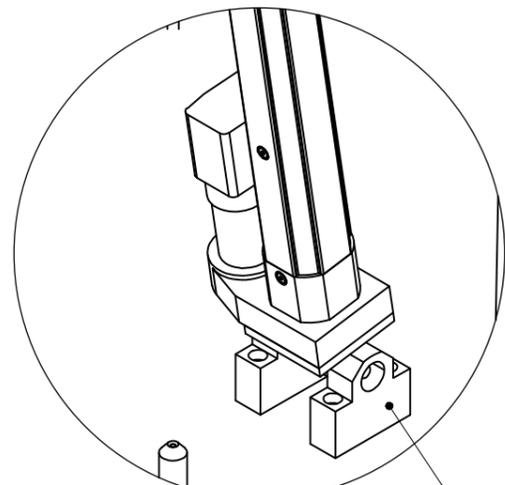




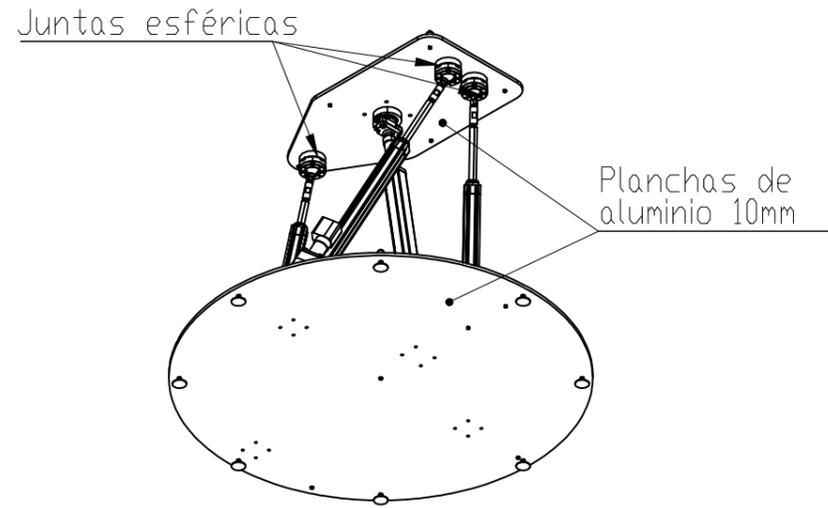
Vista lateral ESCALA 1:20



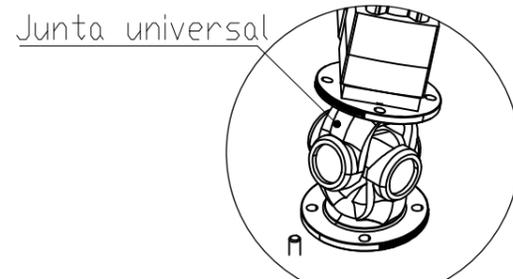
Vista superior ESCALA 1:20



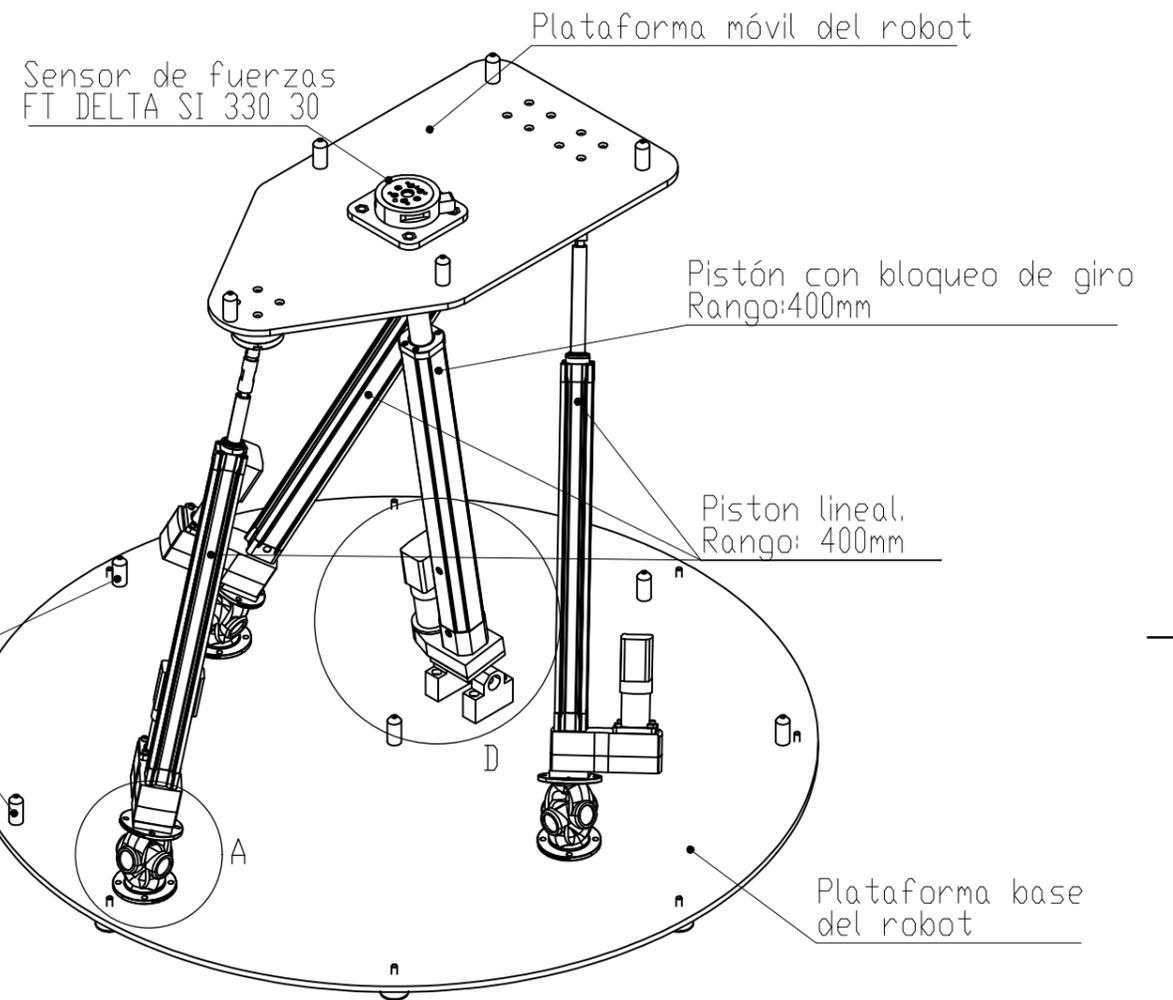
DETALLE D  
ESCALA 1 : 5



Vista isométrica ESCALA 1:20

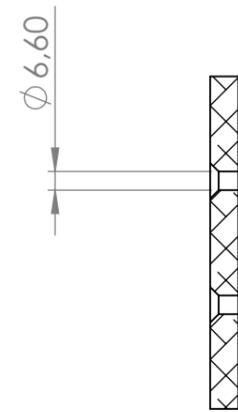
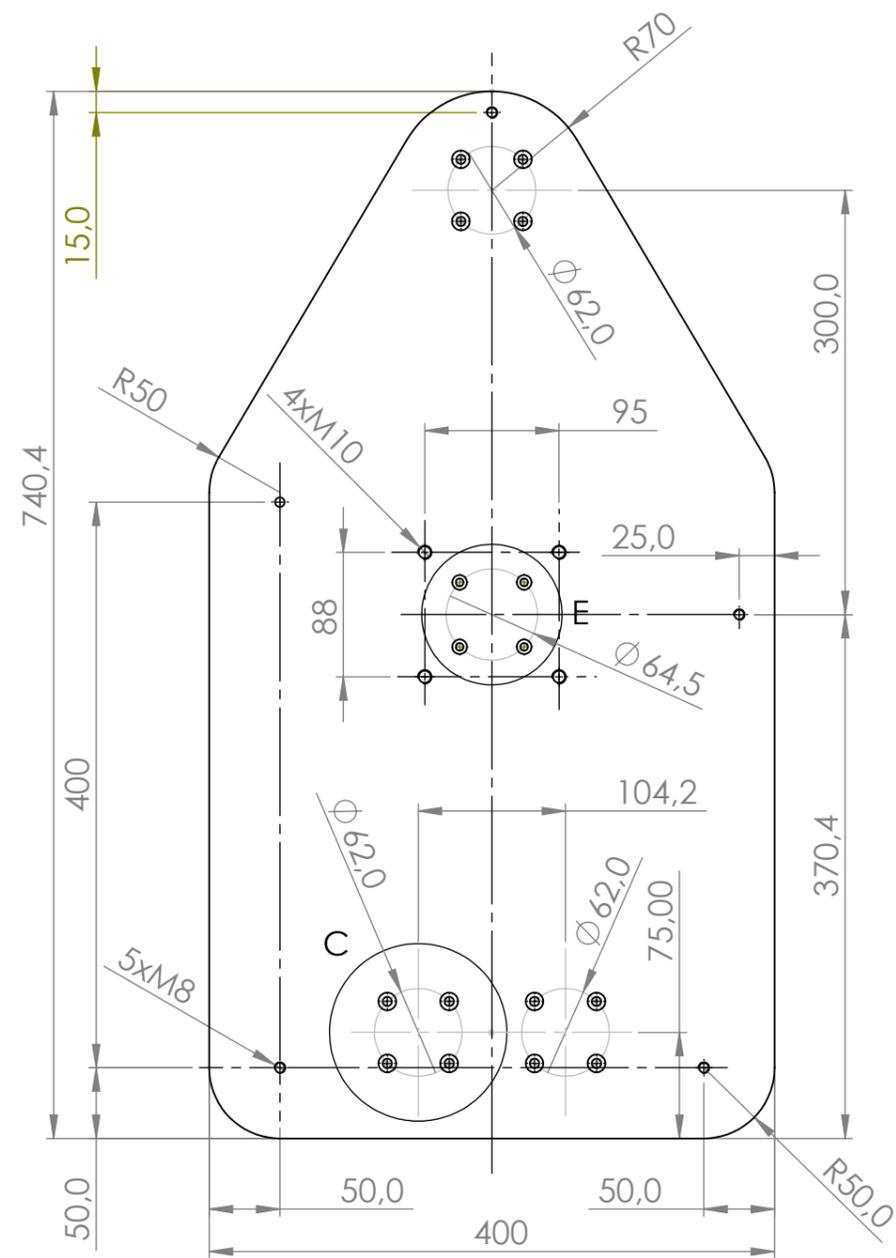


DETALLE A  
ESCALA 1 : 5

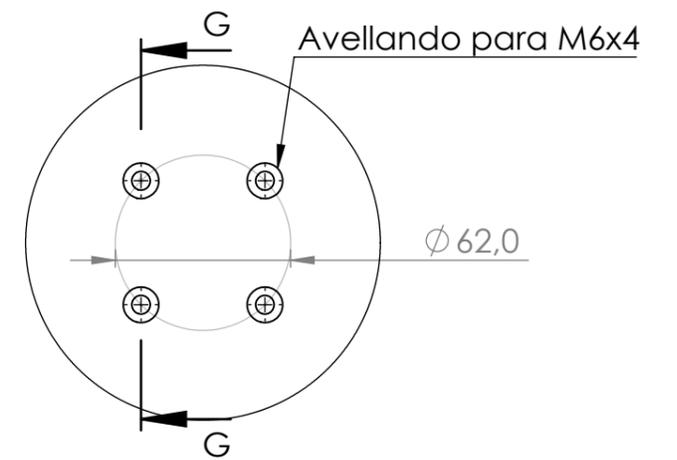


Vista isométrica ESCALA 1:10

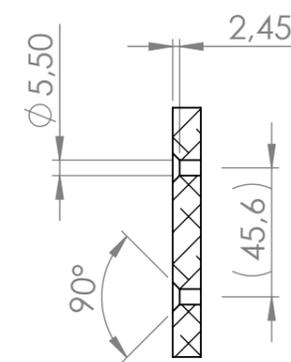
<b>MTSM</b>		SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN	
					N° DE DIBUJO		
					PLANO N° 1		
					TÍTULO:		
					ROBOT DE REHABILITACIÓN		
NOMBRE		FIRMA		FECHA		OBSERVACIONES	
DIBUJ. P. Zamora Ortiz							
VERIF.							
APROB.							
FABR.							
CALID.				MATERIAL:		NOMBRE DEL PLANO	
						1. PLANO GENERAL	
				PESO:		ESCALA:1:20	
						A3	



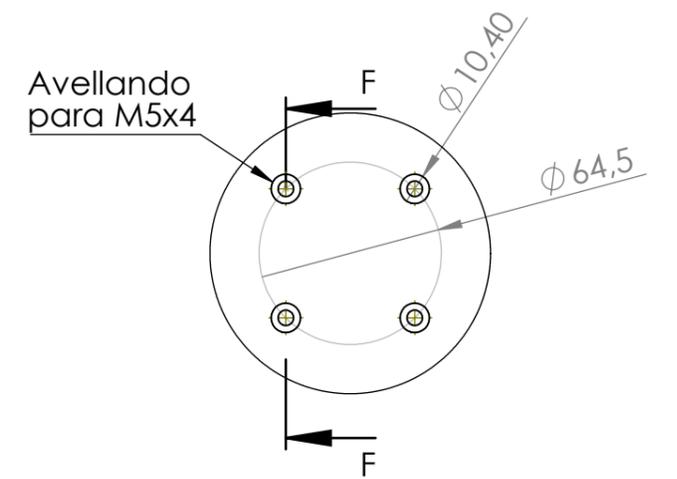
SECCIÓN G-G  
ESCALA 2 : 5



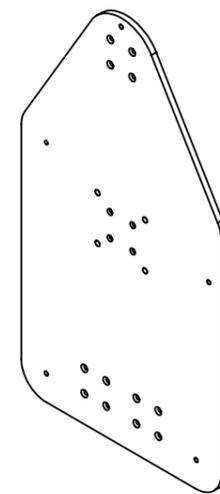
DETALLE C  
ESCALA 2 : 5



SECCIÓN F-F  
ESCALA 2 : 5

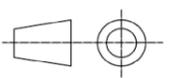


DETALLE E  
ESCALA 2 : 5



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM  
ACABADO SUPERFICIAL:  
TOLERANCIAS:  
LINEAL: 0.1mm  
ANGULAR: 1°

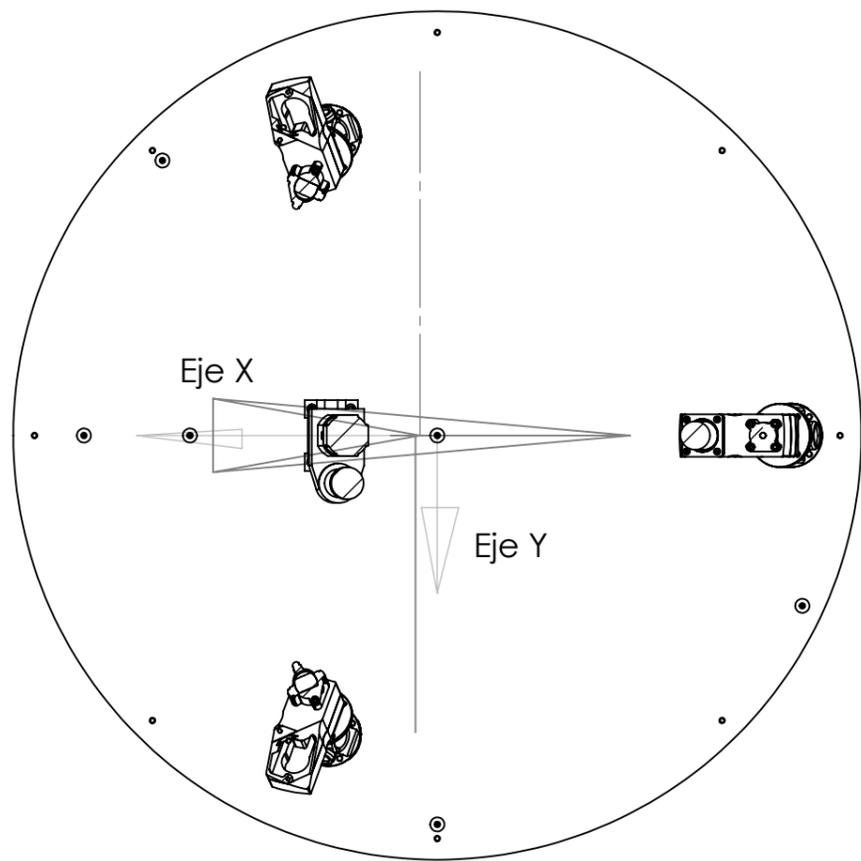
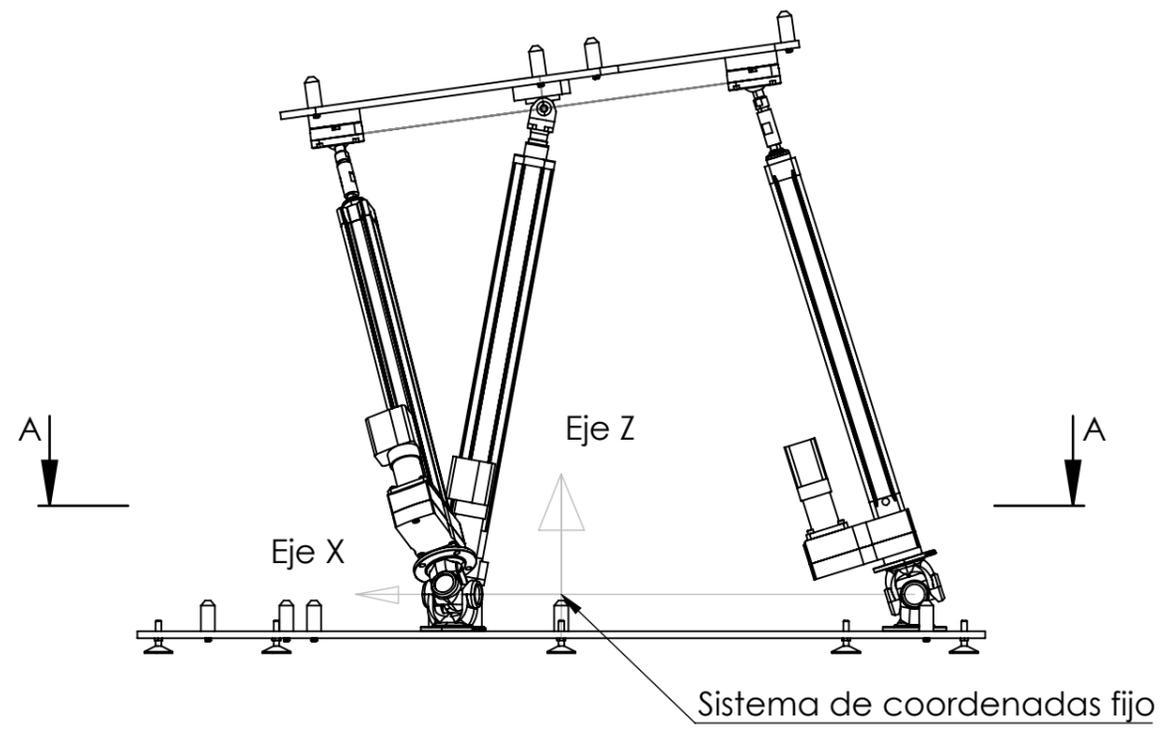
REBARBAR Y  
ROMPER ARISTAS  
VIVAS



NOMBRE	FIRMA	FECHA	MATERIAL: Aluminio 5754 H111
DIBUJ. P. Zamora Ortiz			
			PESO:

N.º DE DIBUJO	ESCALA: 1:5
1.1- Plano de conjunto: placa superior	

A3



SECCIÓN A6A

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
DIBUJ.		NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
VERIF.		P. Zamora Ortiz							
APROB.									
FABR.									
CALID.						MATERIAL:		N.º DE DIBUJO	
								1.2- Placa inferior	
						PESO:		ESCALA:1:10	
								A3	

## Capítulo 9. Referencias.

- [1] “Proyecciones de población 2020-2070”.
- [2] “Hip and knee replacement | Health at a Glance 2021: OECD Indicators | OECD iLibrary.” <https://www.oecd-ilibrary.org/sites/8b492d7a-en/index.html?itemId=/content/component/8b492d7a-en> (accessed May 04, 2022).
- [3] A.: Borja and D. Sáenz-López, “SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DEL TEJIDO MUSCULAR ESQUELÉTICO. SENSIBILIDAD DEL MODELO Y COMPORTAMIENTO ACTIVO”.
- [4] P. Konrad, “The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography,” 2005. [Online]. Available: [www.noraxon.com](http://www.noraxon.com)
- [5] “Despolarització - Viquipèdia, l'enciclopèdia lliure.” <https://ca.wikipedia.org/wiki/Despolaritzaci%C3%B3> (accessed Apr. 18, 2022).
- [6] “Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles.” [http://seniam.org/leg\\_location.htm](http://seniam.org/leg_location.htm) (accessed Mar. 30, 2022).
- [7] “Aliasing - Wikipedia.” <https://en.wikipedia.org/wiki/Aliasing> (accessed Mar. 30, 2022).
- [8] “Ultium EMG Hardware User Manual Ultium™ EMG System Sensor and Receiver User Manual.”
- [9] “Software de fotogrametría | Fotos al modelo 3D | autodesk.” <https://www.autodesk.com/solutions/photogrammetry-software> (accessed Mar. 22, 2022).
- [10] “Sistemas de captación de movimientos (MOCAP).” [http://personales.upv.es/ancebfer/INTERAC/slides/MOCAP.html#/\\_alternativa](http://personales.upv.es/ancebfer/INTERAC/slides/MOCAP.html#/_alternativa) (accessed Apr. 03, 2022).
- [11] “Protocolo para la realización del experimento de coactivación del muslo Partes del experimento.”
- [12] “OptiTrack - Motive - In Depth.” <https://optitrack.com/software/motive/> (accessed Apr. 03, 2022).
- [13] “Artículo CEA Simposio plantilla-recortado”.
- [14] “Coeficiente de correlación de Spearman - Wikipedia, la enciclopedia libre.” [https://es.wikipedia.org/wiki/Coeficiente\\_de\\_correlaci%C3%B3n\\_de\\_Spearman](https://es.wikipedia.org/wiki/Coeficiente_de_correlaci%C3%B3n_de_Spearman) (accessed Jun. 11, 2022).

## Anejos.

- Anejo I. Documento de consentimiento.
- Anejo II. Documento explicación experimento al sujeto.
- Anejo III. Documento información en relación con el experimento.
- Anejo IV. Resultados completos de las experiencias.

Anejo I. Documento de consentimiento.

## DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, ..... D.N.I.: .....

Y habiendo recibido información del proyecto: *"Integración de Modelos Biomecánicos en el desarrollo y Operación de Robots Rehabilitadores Reconfigurables"*

desarrollado por investigadores de la Universidad Politécnica de Valencia y de la Universitat de València, en el que voy a prestar mi colaboración, realizando pruebas relativas a :

### **"Pruebas de uso con el robot de rehabilitación"**

Y habiendo sido suficientemente informado/a por Pau Zamora Ortiz... de los objetivos del proyecto, pruebas a realizar, riesgos y beneficios de las pruebas y uso que se le va a dar a la información obtenida y después de realizar todas las preguntas o aclaraciones que he estimado oportunas,

Acepto las condiciones de este ensayo.

Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo decidir no participar o cambiar mi decisión y retirar mi consentimiento en cualquier momento.

Por lo que doy libremente mi conformidad para:

- Participar en el presente estudio
- Registrar imágenes de mi participación en el estudio.
- Incluir las imágenes obtenidas en publicaciones científicas, preservando mi identidad

Fdo.: .....  
El participante

Fdo.: .....  
La persona que ha informado

Valencia, a....., de ..... de 202..

Anejo II. Documento explicación experimento al sujeto.

# Experimento validación

## Modelo Musculoesqueleto

### Introducción

El objetivo del experimento y los ejercicios es la validación de un modelo musculoesquelético de la pierna para el uso junto al robot paralelo de rehabilitación con el cual se va a realizar los ejercicios de validación.

Para la validación se subirá a la persona voluntaria a una silla con cinturón de seguridad, el pie derecho será sujetado a una bota ortopédica unida al robot de rehabilitación el cual realizará una serie de ejercicios, siempre a una velocidad muy baja. El sujeto siempre tendrá la posibilidad de parar la prueba pulsando la seta de seguridad que para automáticamente el robot.

### Instrumentación

Para la realización del experimento será necesario instrumentar la pierna derecha del voluntario o voluntaria.

Utilizaremos la técnica de la electromiografía (EMG) para conocer la activación de los músculos con electrodos de Ultium® de la empresa Noraxon, una empresa con experiencia en la fabricación de instrumentos para biomecánica y con todas las garantías de seguridad para las personas que los utilizan.



Además de los electrodos de Noraxon, también utilizaremos marcadores pasivos para conocer el movimiento de los huesos utilizando un sistema de fotogrametría. Estos marcadores son esferas con una superficie reflectante que son detectados por las cámaras de fotogrametría y obtenemos la posición 3D de los mismos.



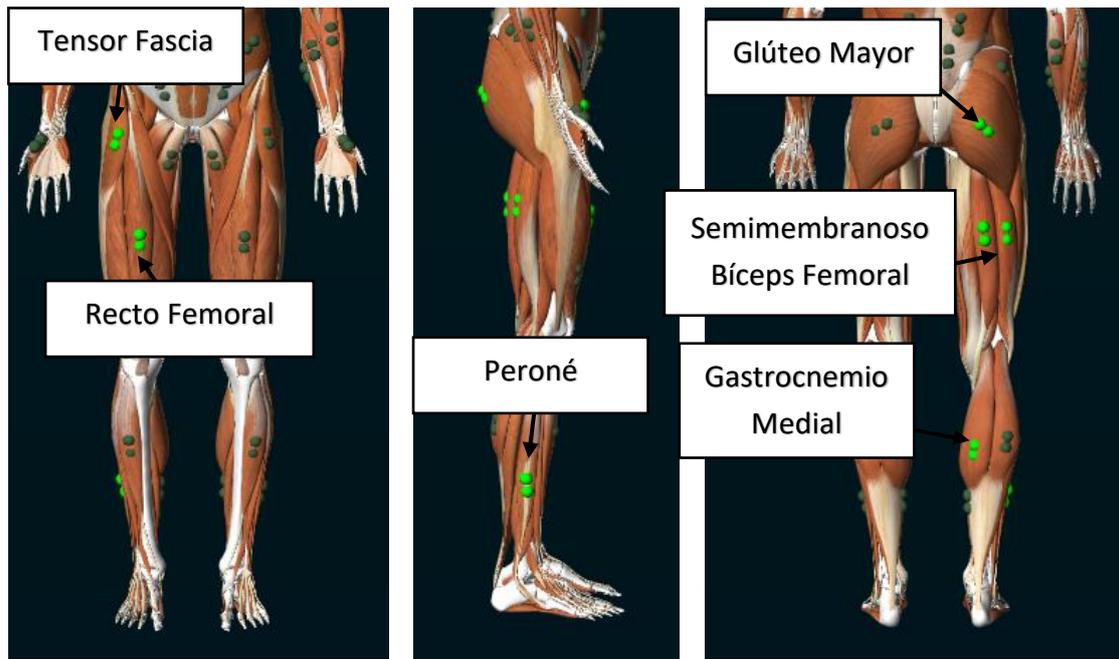
### Preparación de la persona voluntaria

Para el uso de los electrodos es necesario preparar la piel de los músculos a medir. El proceso consiste en:

1. Marcar el músculo, para ello necesitamos que se active voluntariamente los músculos del muslo y con un lápiz facial marcamos la zona.
2. Afeitamos la zona marcada con un área de 5x3cm.
3. Limpiamos y desinfectamos la zona afeitada con alcohol y una gasa.
4. Aplicamos el electrodo, el cual tiene un pegamento especial para facilitar la adherencia y ser retirado sin dañar la piel.
5. Adherir la pegatina del receptor y conectarlo a los electrodos.

Para aplicar los marcadores pasivos utilizaremos prótesis creadas a propósito para estos experimentos y algunos marcadores serán directamente pegadas al cuerpo con pegatinas expresamente diseñadas para este uso.

La localización de los electrodos será la siguiente:



## Calibración de la persona voluntaria

Una vez instrumentalizado correctamente la persona voluntaria, será necesario la calibración ósea y articular de este. La calibración consiste en medir los huesos con el sistema de fotogrametría y con unos ejercicios de movimiento de la pierna para conocer el punto de giro de la cadera y de la rodilla. La persona voluntaria se sitúa en el centro de las cámaras, en una posición erguida, durante 5 segundos aproximadamente, y posteriormente mueve la pierna instrumentalizada realizando giros y flexiones según le indiquemos, durante aproximadamente un minuto.

La calibración muscular consiste en conocer la relación entre la fuerza generada por los cuádriceps y los isquiotibiales con la señal recogida de la EMG. En el caso de los isquiotibiales el ejercicio a realizar es el siguiente, desde la posición erguida, apoyando la pierna sobre la tabla de la mesa y sujetándose con las manos sobre la mesa, se flexiona la pierna hasta el punto de máxima flexión y se mantiene dicha posición unos pocos segundos, se repite el ejercicio con diferentes flexiones y con diferentes cargas añadidas.

Para calibrar los cuádriceps, tumbado en la camilla, la pierna instrumentalizada se deberá mantener en el aire flexionada al máximo durante unos pocos segundos, luego repetimos el ejercicio con una flexión menor de la rodilla. Como en el caso de los isquiotibiales, será necesario repetir el ejercicio con la carga añadida.

## Ejercicio de validación

El robot realizará 3 trayectorias, una primera lineal en el sentido del eje X, una segunda también lineal en el sentido del eje Z y una última en el cual el robot realizará un movimiento elíptico. Las dos primeras trayectorias repiten el mismo movimiento 8 veces y se pide a la persona que

en cada repetición haga la máxima fuerza o momento según se describe a continuación y se muestra en la Fig. 1:

- Fuerza en el eje X del robot.
- Fuerza en el eje -X del robot.
- Fuerza en el eje Z del robot.
- Fuerza en el eje -Z del robot.
- Momento en el eje Y del robot.
- Momento en el eje -Z del robot.
- Momento en el eje Z del robot.
- Momento en el eje -Z del robot.

En la 3ª trayectoria solo se realizarán 4 movimientos, en cada media trayectoria se pide que se haga la máxima fuerza o momento, al igual que en las otras trayectorias.

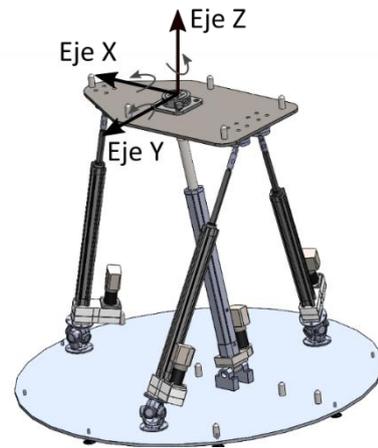


Fig. 1: Ejes Robot

## Recomendaciones y apuntes sobre el experimento

Recomendamos traer un pantalón corto de deporte, para facilitar la instrumentalización de las piernas.

Como ya hemos indicado se deberá afeitar zonas concretas del muslo de la pierna, para ello utilizaremos maquinillas de afeitar de un solo uso, las cuales desecharemos, por motivos sanitarios e higiénicos. después del experimento, y de la misma forma los electrodos o las pegatinas serán desechados.

Además, respetando la ley de protección de datos, se mantendrá el anonimato de las personas voluntarias, si la persona lo autoriza expresamente tomaremos fotografías del experimento para artículos y/o documentos de la investigación, pero siempre con la cara de la persona tapada para mantener su anonimato.

Anejo III. Documento información en relación con el experimento.

# ***Metodología de Validación de Modelo Musculoesquelético para Robot Paralelo de Rehabilitación***

## **PRUEBAS DE VALIDACIÓN CON EL ROBOT**

### **INFORME PARA EL PARTICIPANTE**

#### **1 Introducción**

Nos dirigimos a Ud. Para informarle sobre un estudio de investigación en el que se le invita a participar. Nuestra intención es tan sólo que Ud. reciba la información correcta y suficiente para que pueda evaluar y juzgar si quiere, o no, participar en este estudio.

Para ello, le ruego lea esta hoja informativa con atención, pudiendo consultar con las personas que considere oportunas, y nosotros le aclararemos las dudas que le puedan surgir.

#### **2 Participación voluntaria**

Debe saber que su participación es voluntaria, y que puede decidir no participar o cambiar su decisión y retirar su consentimiento en cualquier momento.

#### **3 Descripción de las pruebas**

El objetivo del proyecto es desarrollar sistemas robóticos que permitan guiar el movimiento de algunas articulaciones humanas para desarrollar nuevos sistemas de rehabilitación asistida, así como nuevas pruebas para diagnósticos de patologías del aparato locomotor. Este proyecto ha sido financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad. Los resultados se usarán con fines exclusivamente científicos, en las condiciones que se indican en el apartado 5 de este documento.

A lo largo del proyecto se ha diseñado y construido un prototipo de robot para rehabilitación. Antes de realizar pruebas con personas, este prototipo ya ha sido ensayado mediante pruebas con una pierna artificial, lo que nos ha permitido contrastar su validez y su seguridad.

En la última fase debemos analizar la reproducibilidad de las mediciones con usuarios, así como la funcionalidad del sistema desde el punto de vista de su manejo por parte de personal clínico. Por ello solicitamos la colaboración de voluntarios sanos para que realicen una serie de ejercicios simulando pruebas con enfermos.

Las pruebas consistirán en lo siguiente: Usted se sentará en una silla de manera que apoyará el pie en un soporte que se fija a la plataforma de un robot paralelo. Este soporte es como una sandalia a la que sujetaremos su pie mediante cintas ajustables. Además, se le colocarán algunos sensores en el muslo o pierna. El robot guiará suavemente el movimiento de la pierna en diferentes ejercicios:

- Ejercicios pasivos: El sistema guía su pierna sin que Ud tenga que realizar ningún esfuerzo.
- Ejercicios activos: El sistema guiará nuevamente su pierna y usted deberá realizar fuerza en los sentidos que se le indiquen.

Durante las pruebas se registrarán variables biomecánicas y se realizarán filmaciones de video para hacer un análisis cinemático. Los vídeos solo filmarán zonas de interés para estos análisis. En ningún momento se filmará su cabeza, de manera que será imposible reconocer a los participantes en el estudio.

La duración máxima de las pruebas será de tres horas. En estas pruebas participará, como máximo, un número total de 20 personas sanas mayores de edad y menores de 65 años. Se excluirán del estudio personas con antecedentes de lesiones en el miembro inferior, así como aquellas que lleven cualquier dispositivo electrónico cuyo funcionamiento pudiera verse interferido por la electrónica del robot.

#### **4 Beneficios y Riesgos derivados de su participación en las pruebas.**

Previo a la realización de pruebas con personas, se ha probado la fiabilidad del sistema robótico mediante una pierna artificial y se ha comprobado que el sistema sigue fielmente las características de los movimientos y los niveles de fuerza prediseñados para adaptarse a los movimientos fisiológicos.

Los únicos riesgos son los derivados de un potencial mal funcionamiento del sistema, lo que podría dar lugar a algún sobreesfuerzo en estructuras del miembro inferior. Se han considerado los posibles modos de fallo, por lo que el sistema incorpora varios sistemas independientes de seguridad:

- En caso de sobreesfuerzos de los actuadores del robot, el sistema de control avisa con suficiente tiempo al equipo para detener la prueba si fuese necesario.
- El sistema es supervisado por el personal de control y responsable de la prueba que dispone de un botón de parada con el que puede detener la prueba en cualquier momento.
- Usted mismo dispondrá de otro pulsador de parada que llevará en la mano durante toda la prueba. Es completamente libre de accionarlo si lo estima oportuno, bien porque sienta algún dolor, porque no se sienta seguro o cómodo o, simplemente, porque ha cambiado de opinión y desea dejar de participar en las pruebas en ese momento. Su participación es completamente voluntaria y usted puede detener o abandonar la prueba cuando lo estime oportuno.
- Finalmente, el robot dispone de un sistema de seguridad que en caso de fallo eléctrico bloquea los actuadores, impidiendo la pérdida de control sobre el robot.

Las pruebas se realizarán sobre personas sanas, por lo que no tienen finalidad diagnóstica ni de tratamiento y no suponen ventaja ni beneficio para los participantes, salvo la satisfacción de contribuir al avance del conocimiento en el campo de la rehabilitación.

#### **5 Confidencialidad y tratamiento de datos**

El tratamiento, la comunicación, y la cesión de los datos de carácter personal de todos los sujetos participantes se ajustara a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/99 de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal.

De acuerdo con lo que establece la legislación mencionada, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, para lo cual se deberá dirigir al investigador principal del proyecto, Álvaro Page del Pozo, en la dirección que aparece en el Formulario de Consentimiento Informado.

Los datos recogidos para el estudio estarán identificados mediante un código y solo las personas autorizadas podrán relacionar dichos datos con Ud. Por lo tanto, su identidad no será revelada salvo en las excepciones legales, es decir, en caso de requerimiento legal o urgencia médica.

El acceso a su información personal quedara restringido a los investigadores cuando lo precisen para comprobar los datos y procedimientos del estudio, pero siempre manteniendo la confidencialidad de los mismos de acuerdo a la legislación vigente en nuestro país.

Anejo IV. Resultados completos de las experiencias.

# Correlación entre EMG-MME

María Teresa Sánchez Mollá

## Contenido:

Sujeto 1 .....	2
Trayectoria 1: .....	3
Trayectoria 2: .....	6
Sujeto 2 .....	9
Trayectoria 2: .....	10
Trayectoria 3: .....	13
Sujeto 3 .....	16
Trayectoria 1: .....	17
Trayectoria 2: .....	20
Trayectoria 3: .....	23

## Datos de los sujetos:

---

	Edad	Peso (kg)	Altura (cm)	Sexo
<b>Sujeto 1</b>	29	61	180	M
<b>Sujeto 2</b>	21	84,9	186	M
<b>Sujeto 3</b>	42	77	183	M

---

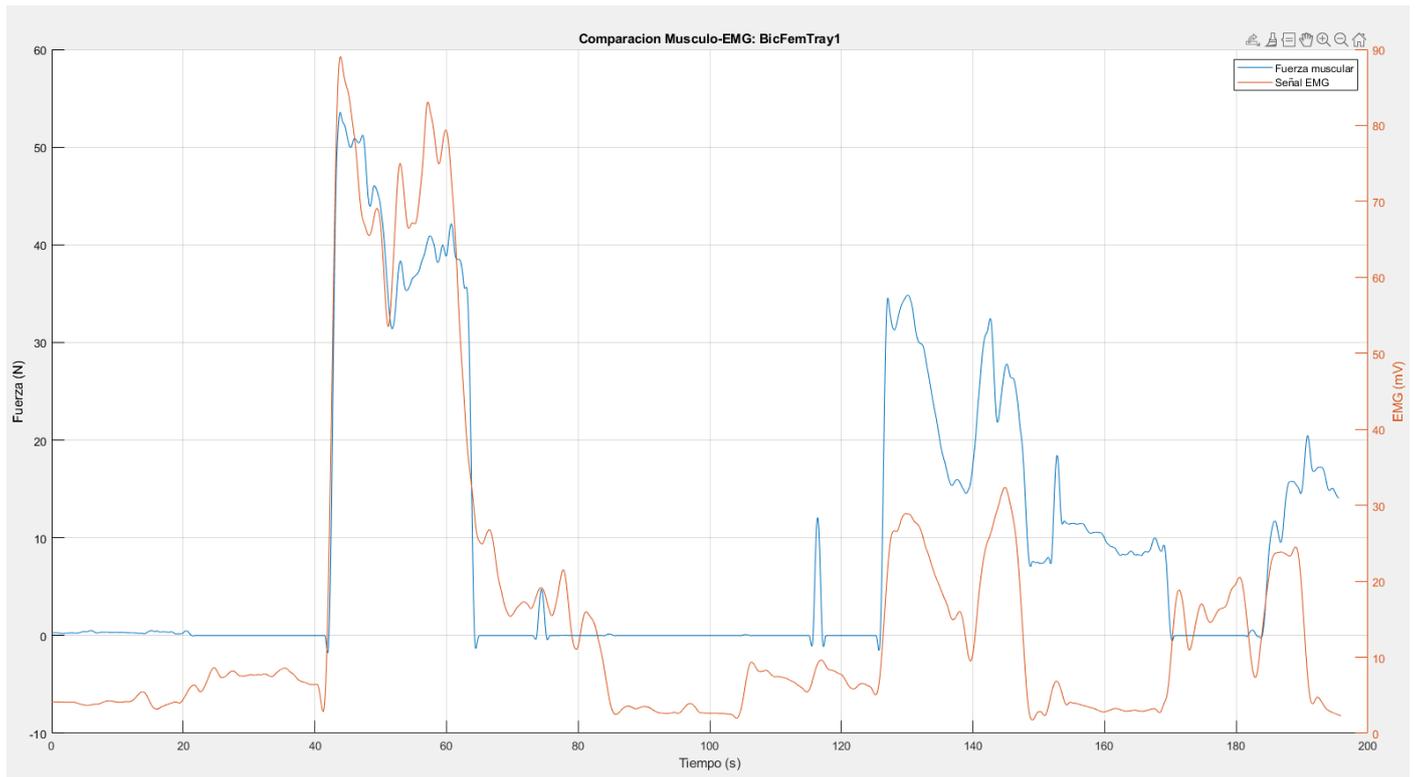
# Músculos del sujeto 1

---

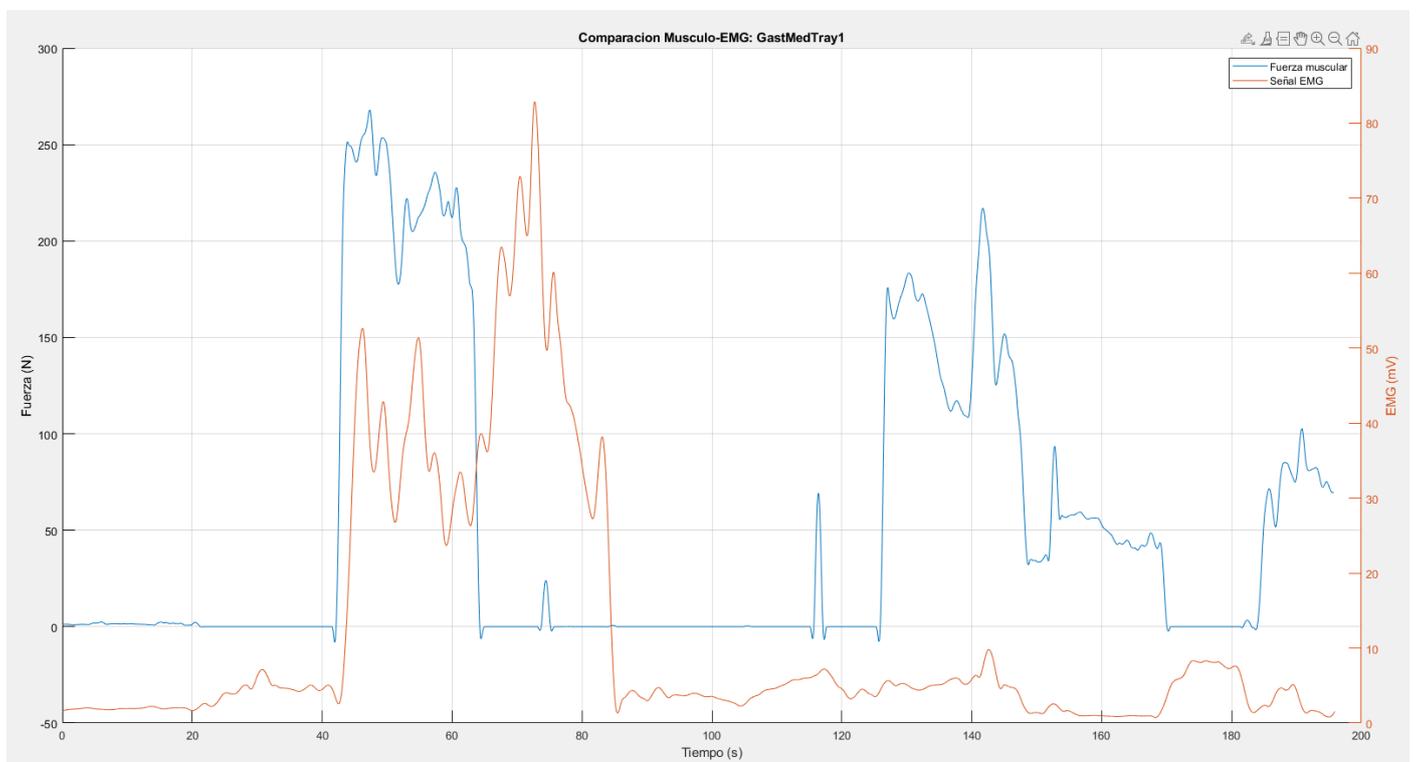
	Trayectoria 1	Trayectoria 2
<b>BicFem</b>	0,3707	0,1277
<b>GastMed</b>	-0,0241	0,0725
<b>RecFem</b>	0,6519	0,6179
<b>SemTend</b>	0,3153	0,1596
<b>TenFacLat</b>	NaN	NaN

\*Las correlaciones con resultado negativo o NaN (pérdida de señal), se considerará que no son correctas y, por lo tanto, no existe una correlación. Se marcará con un guión (-).

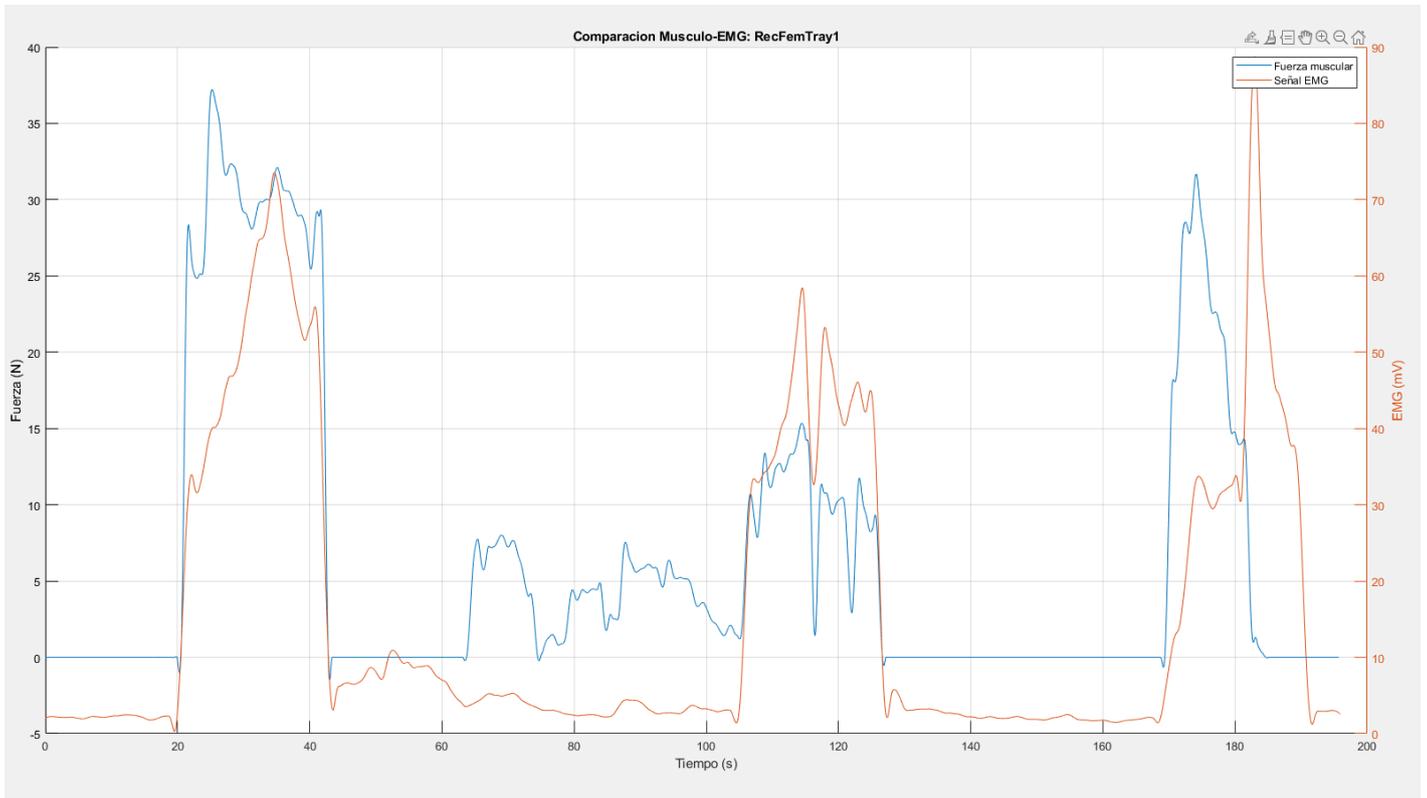
# Trayectoria 1:



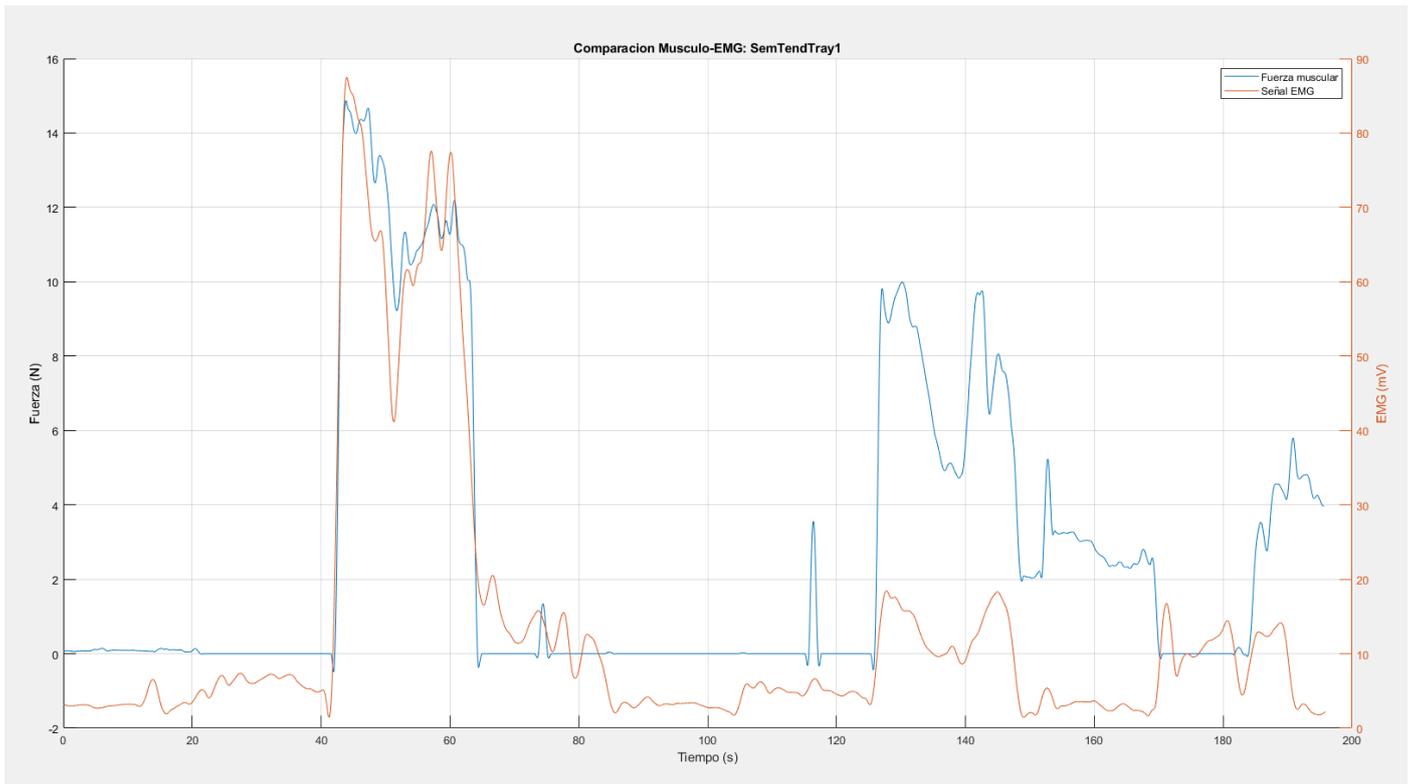
CorrBicFem: 0,3707



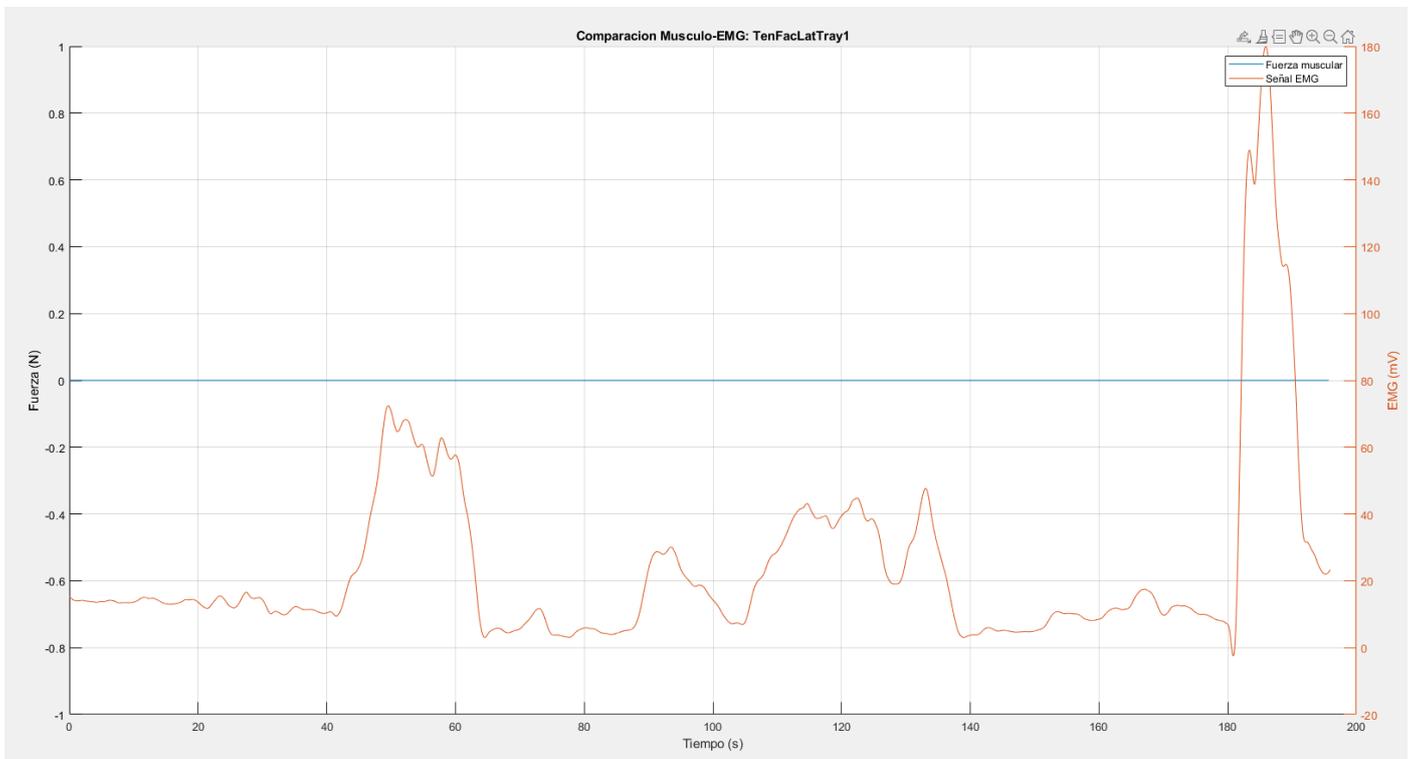
CorrGastMed: -  
No existe correlación, pues el resultado es negativo.



CorrRecFem: 0,6519



CorrSemTend: 0,3153

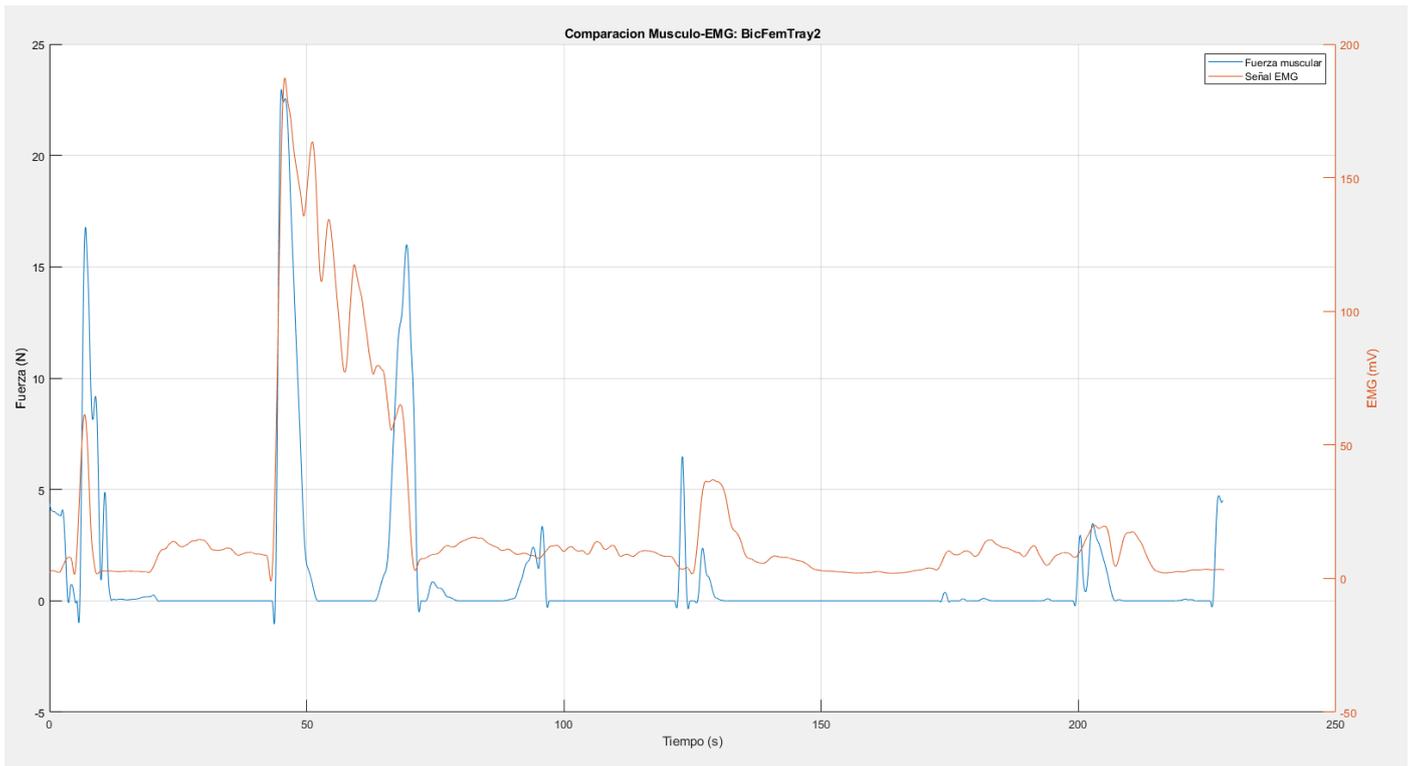


CorrTenFacLat: -

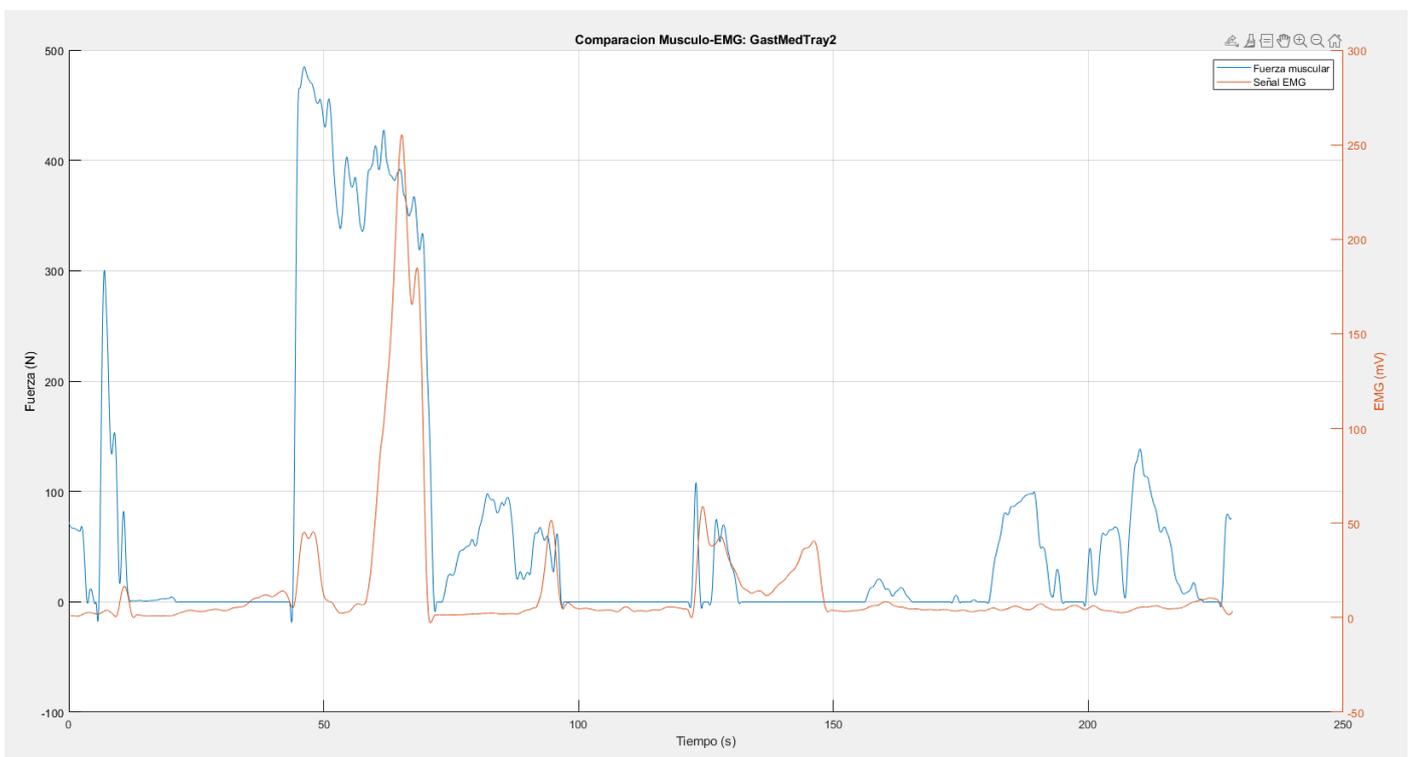
No existe correlación, pues la señal de la fuerza muscular se ha perdido.

---

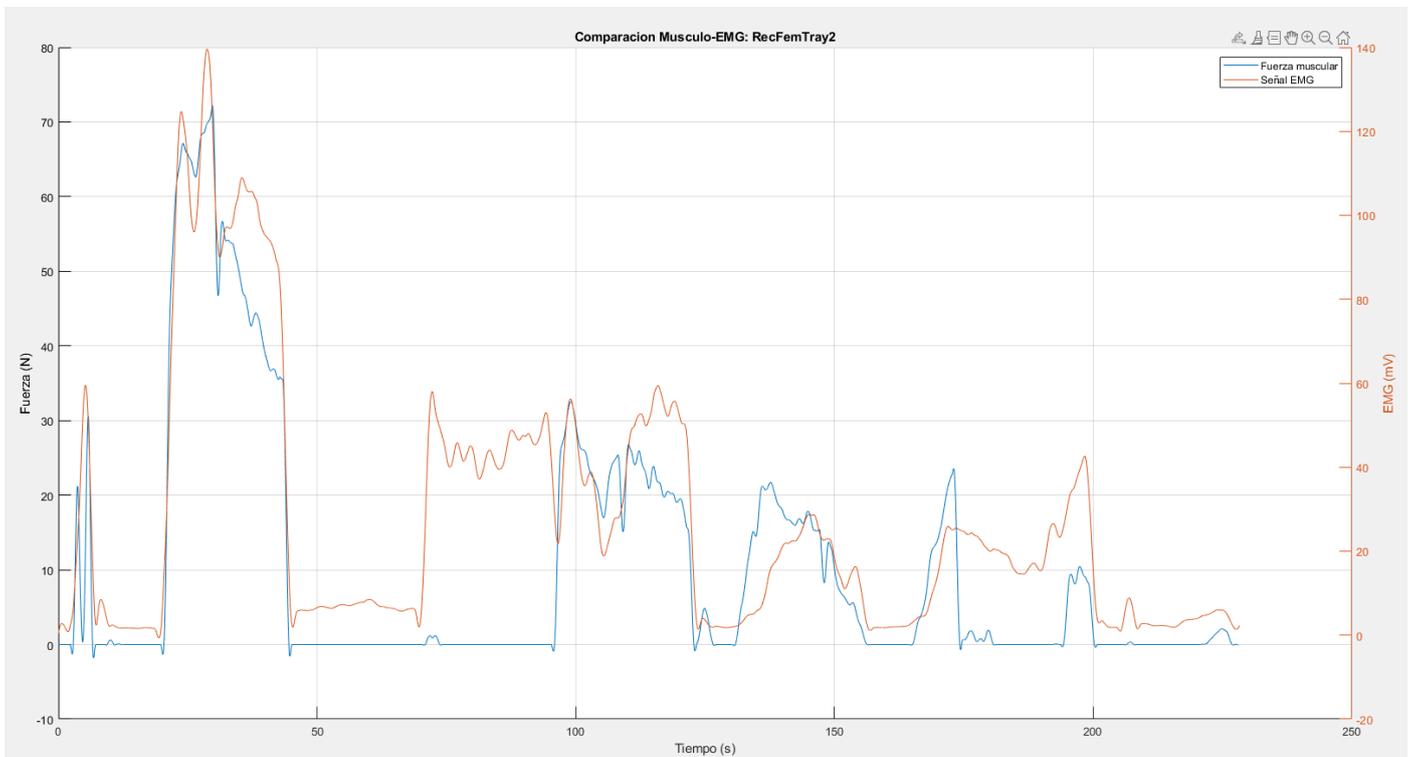
## Trayectoria 2:



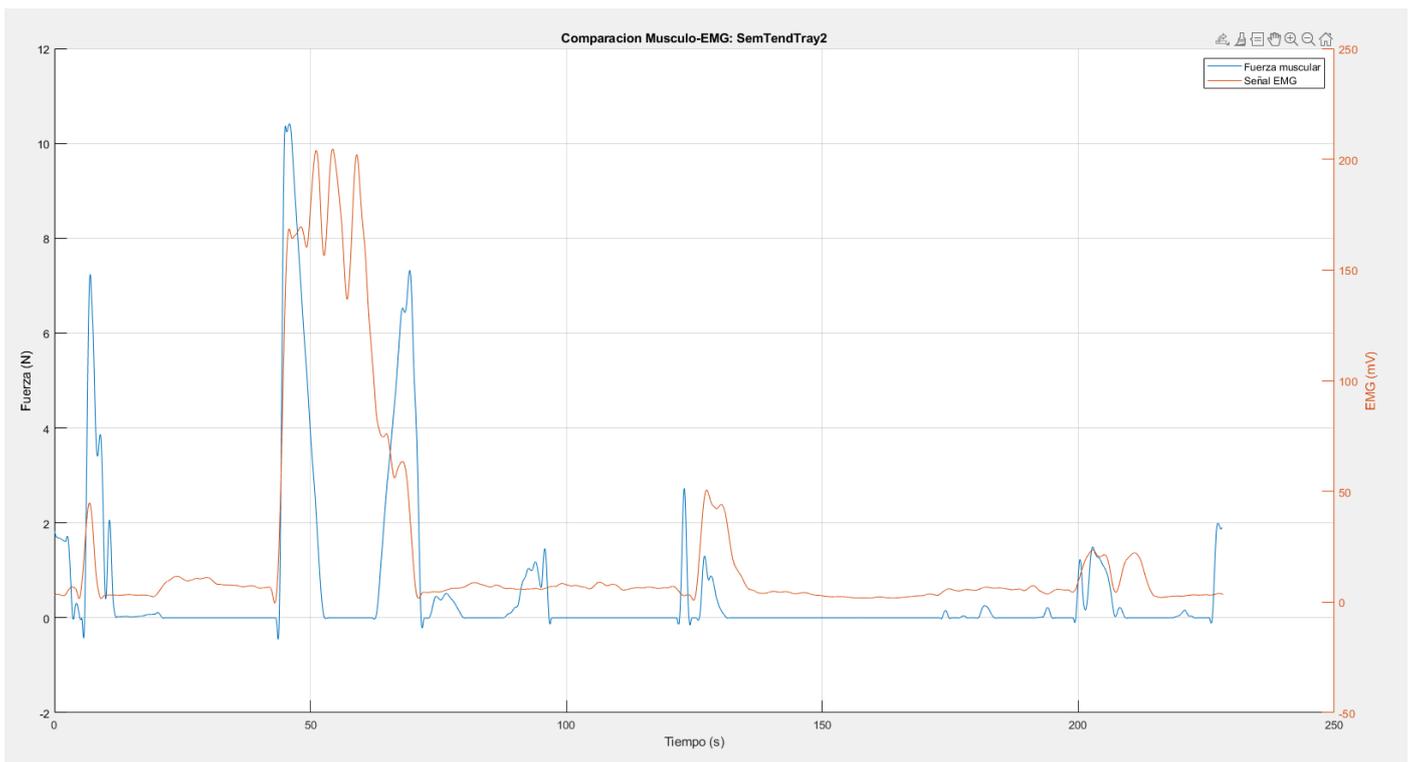
CorrBicFem: 0,1277



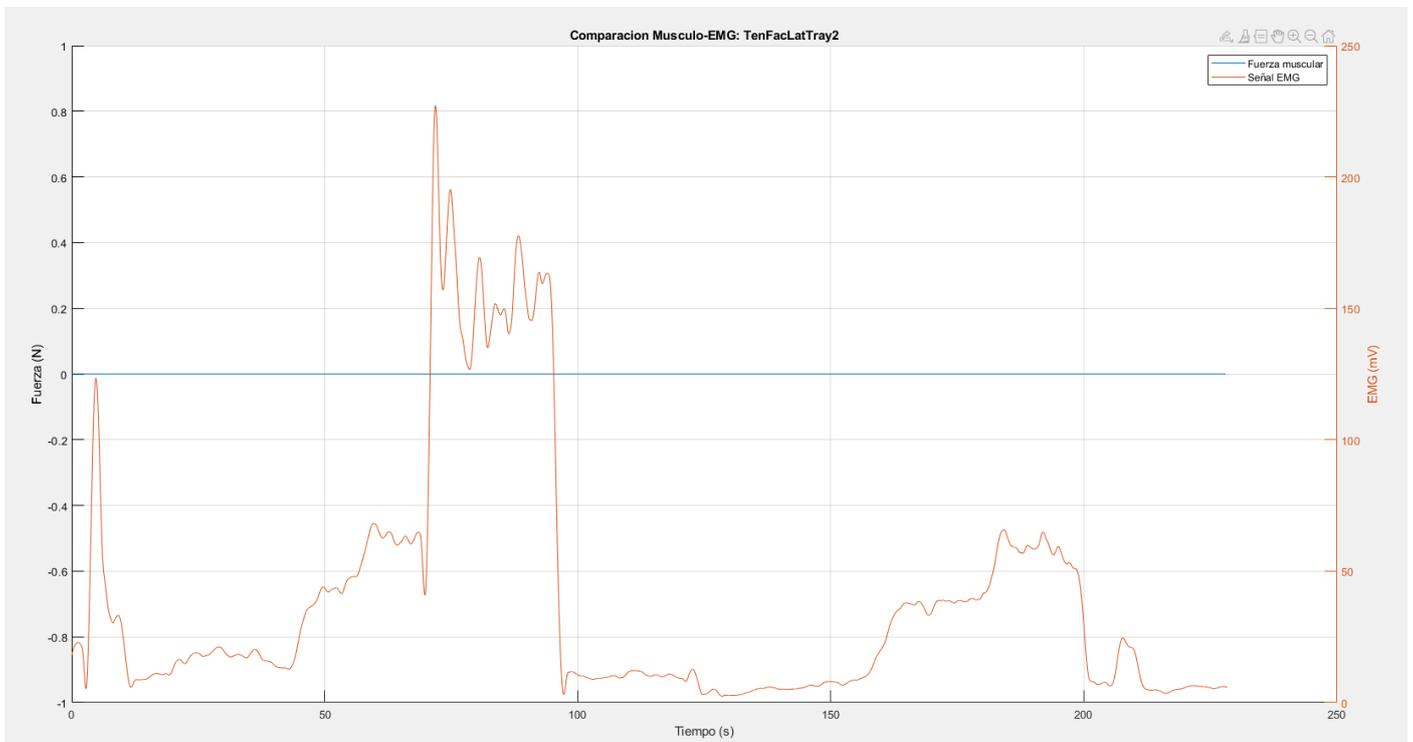
CorrGastMed: 0,0725



CorrRecFem: 0,6179



CorrSemTend: 0,1596



CorrSemFacLat: -

No existe correlación, pues la señal de la fuerza se perdió.

---

---

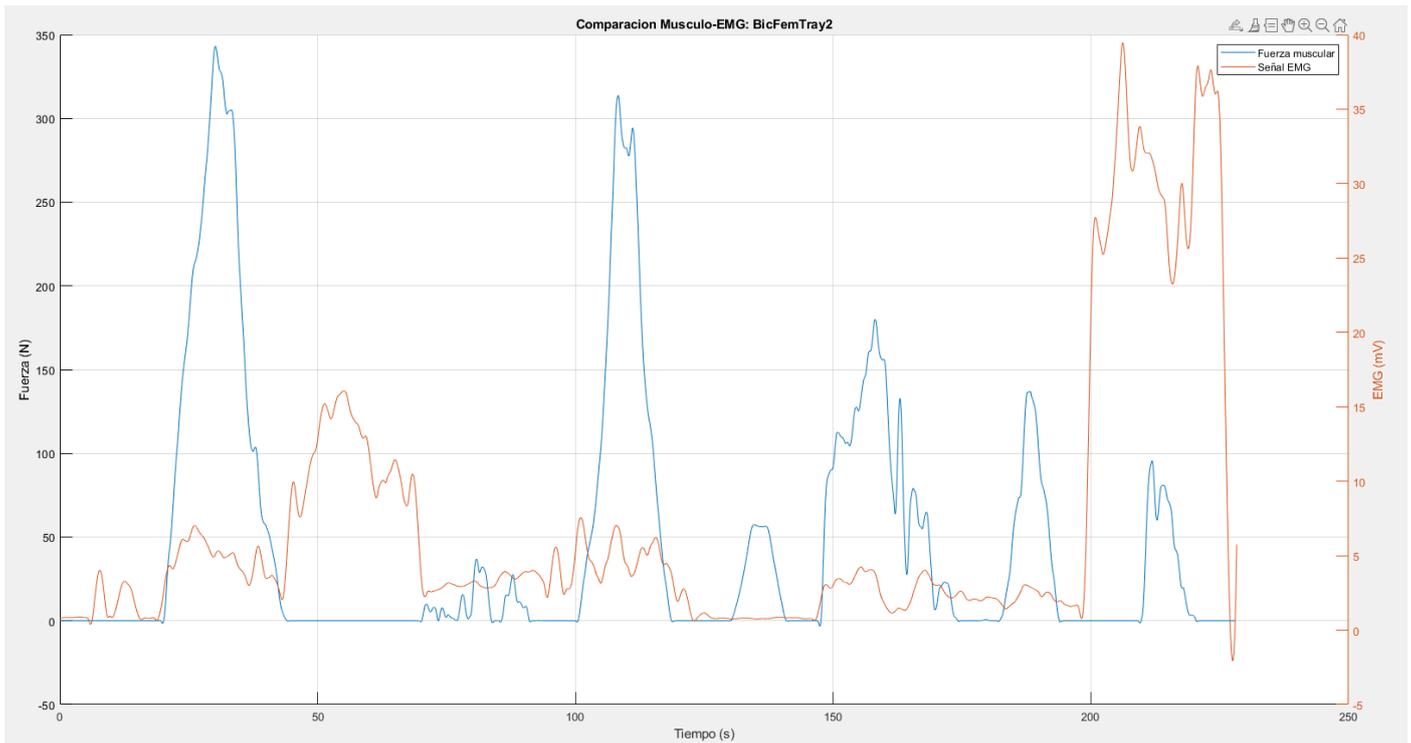
# Músculos del sujeto 2

---

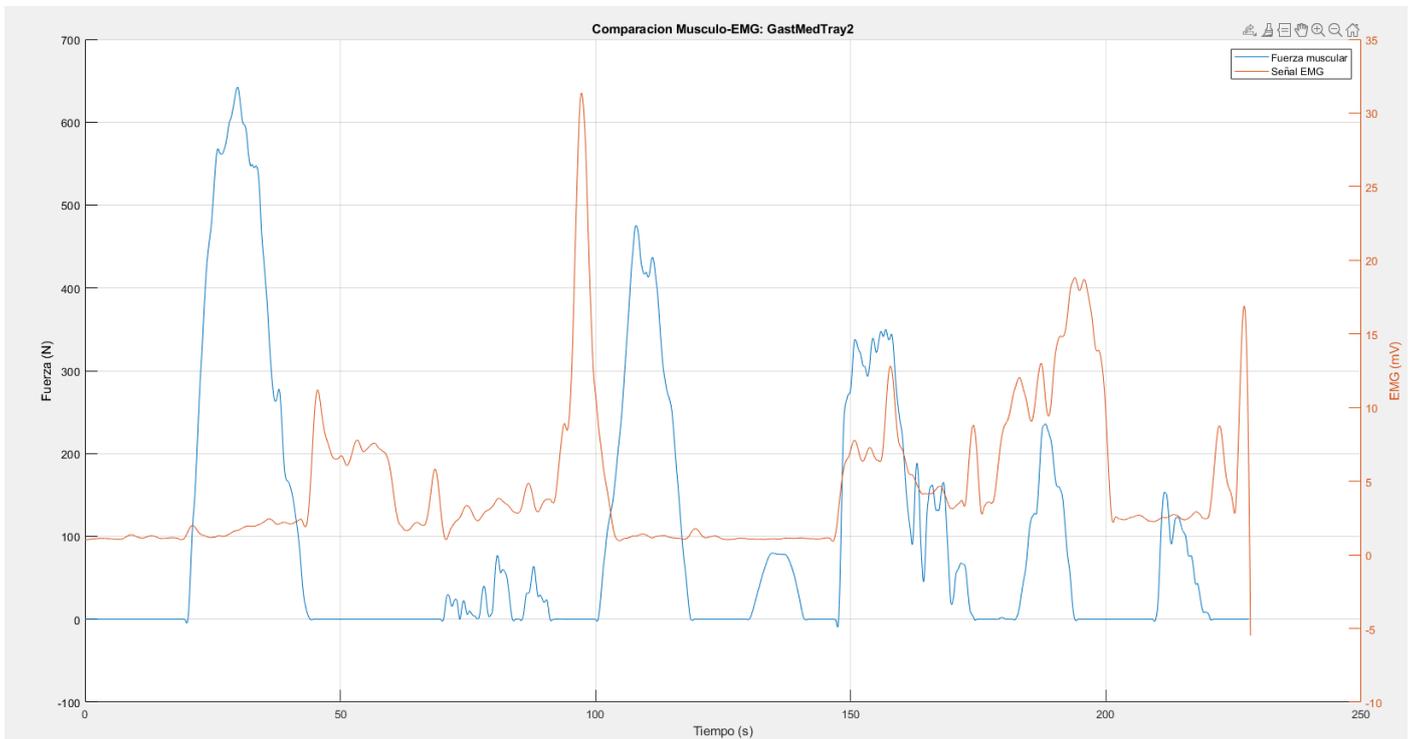
	Trayectoria 2	Trayectoria 3
<b>BicFem</b>	0.0987	-0.2628
<b>GastMed</b>	-0.0391	-0.1510
<b>RecFem</b>	-0.5663	-0.1060
<b>SemTend</b>	-0.0260	0.0820
<b>TenFacLat</b>	NaN	NaN

\*Las correlaciones con resultado negativo o NaN (pérdida de señal), se considerará que no son correctas y, por lo tanto, no existe una correlación. Se marcará con un guión.

## Trayectoria 2:

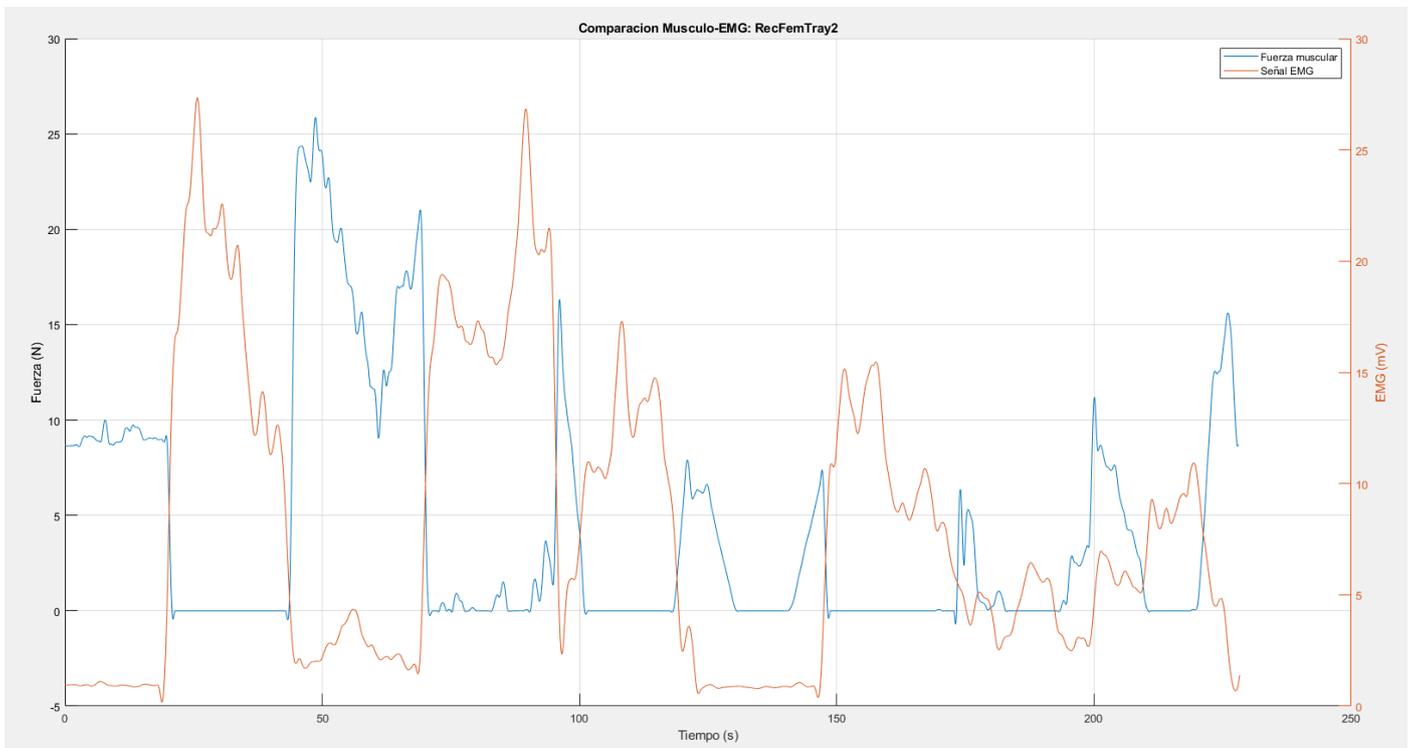


CorrBicFem: 0.0987



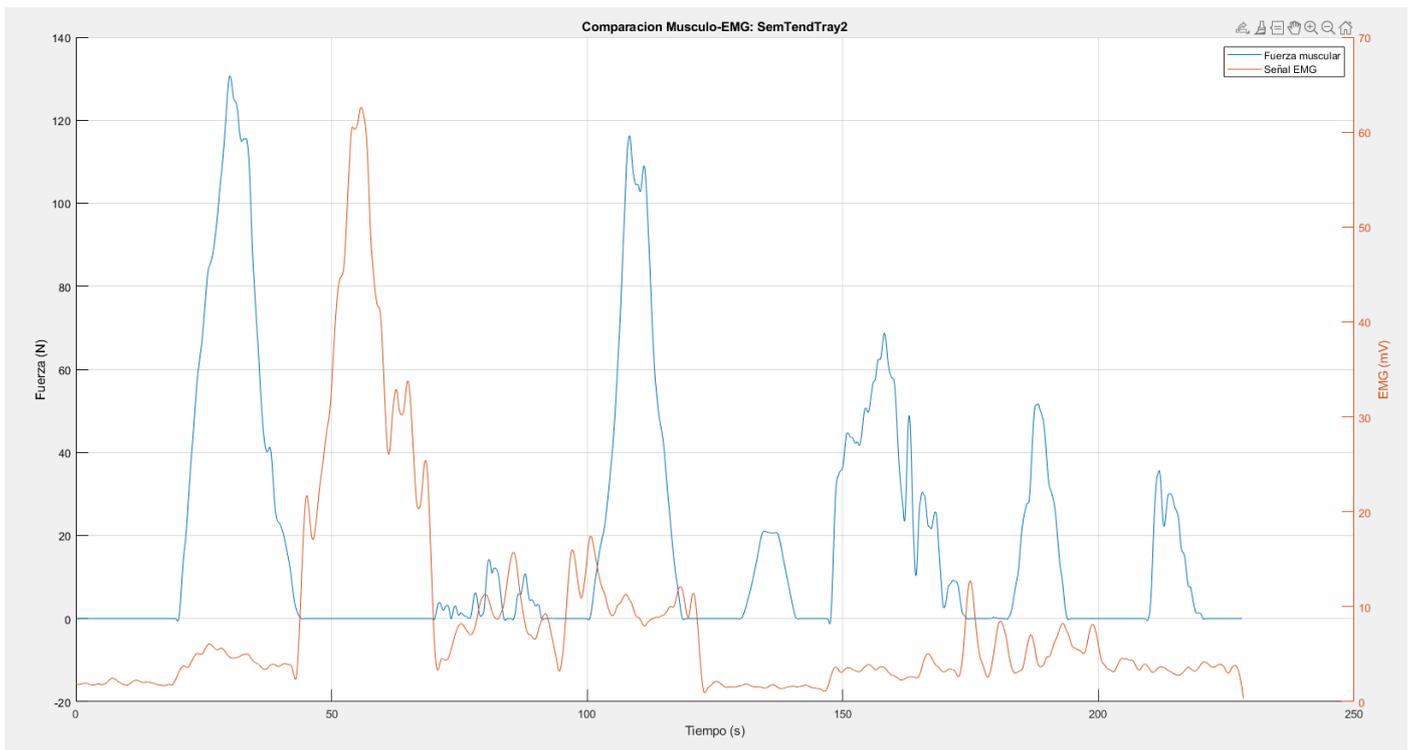
CorrGastMed: -

No existe correlación, pues el resultado es negativo.



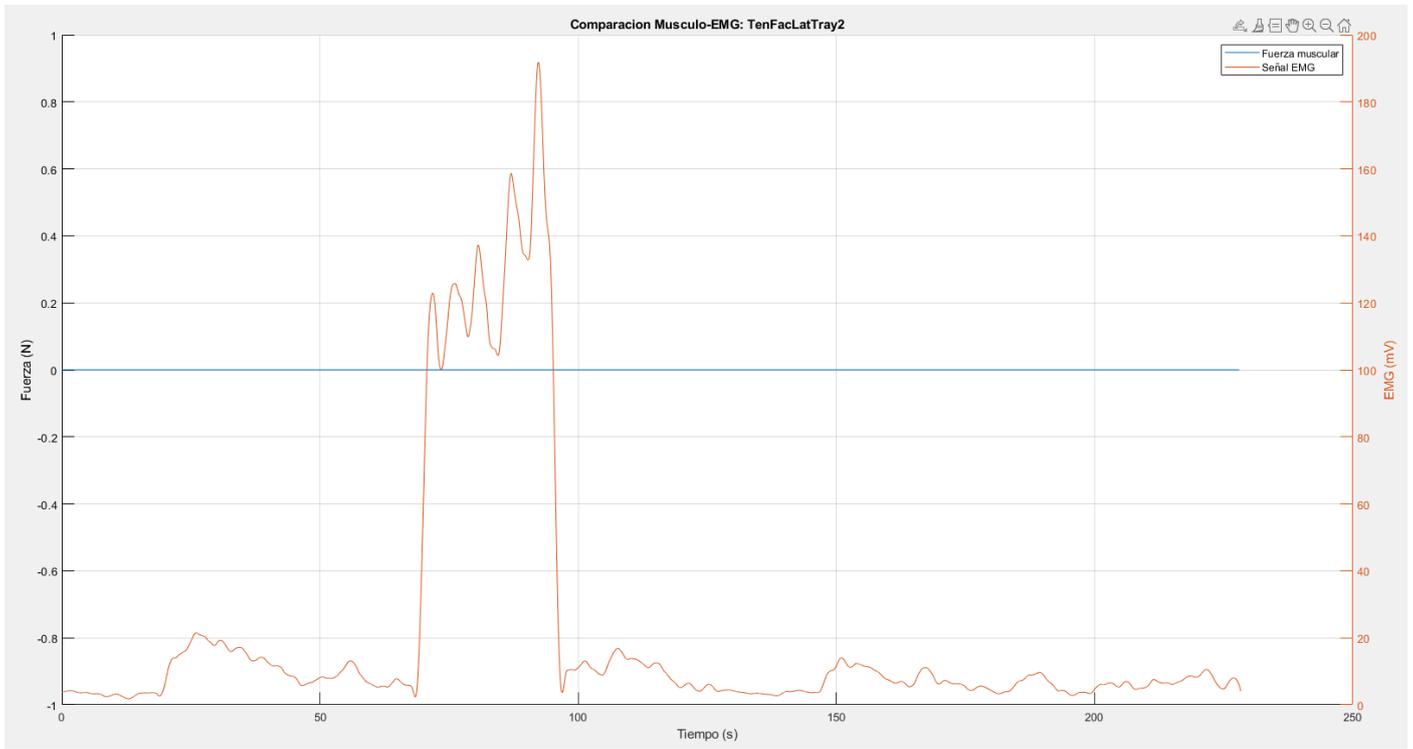
CorrRecFem: -

No existe correlación, pues el resultado es negativo.



CorrSemTend: -

No existe correlación, pues el resultado es negativo.

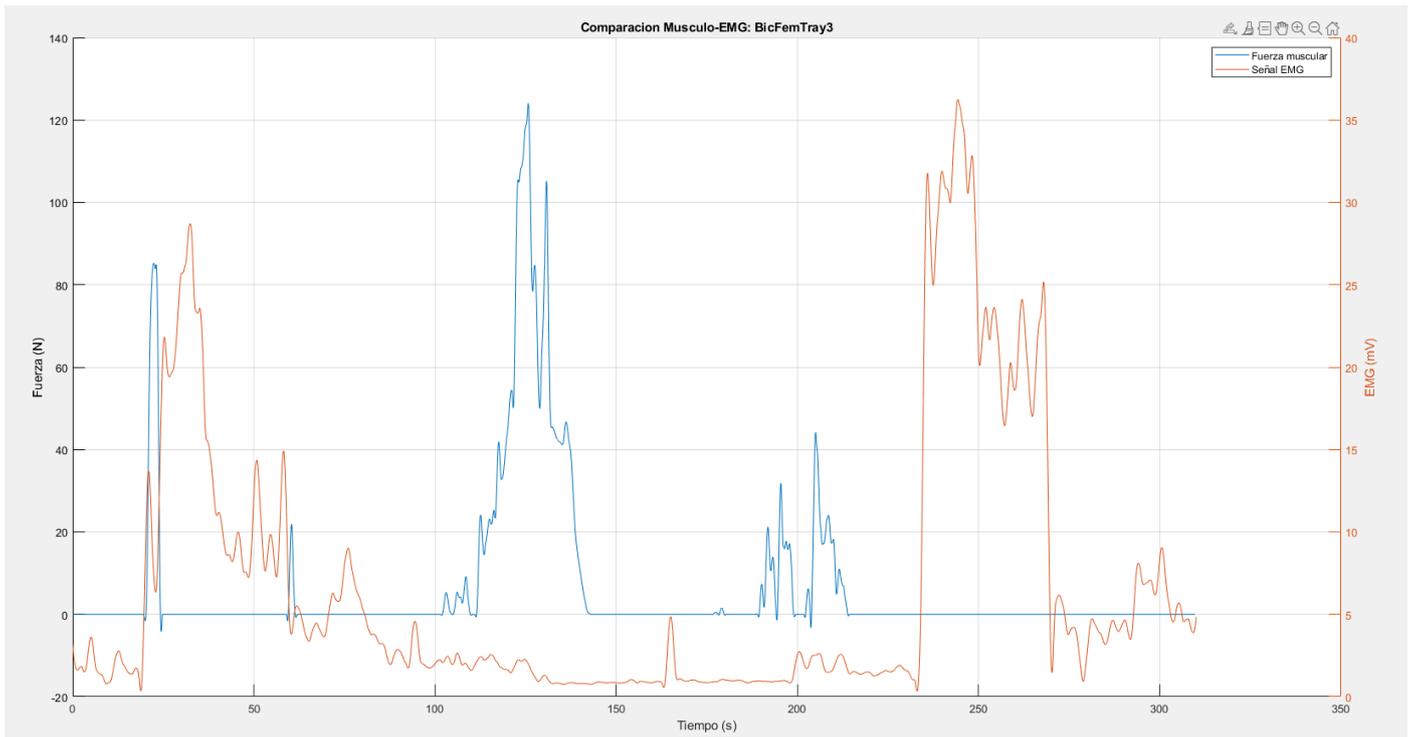


CorrTenFacLat: -

No existe correlación, pues la señal de la fuerza se perdió.

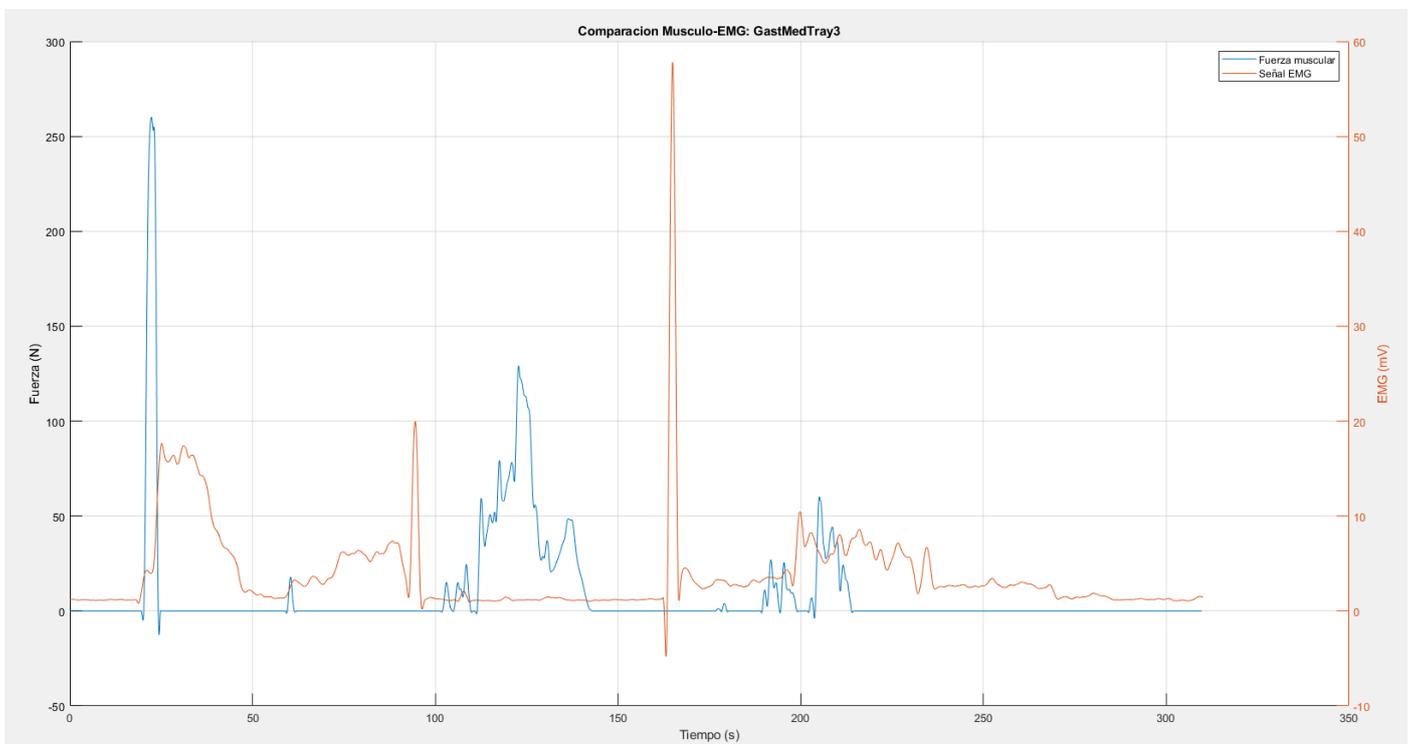
---

## Trayectoria 3:



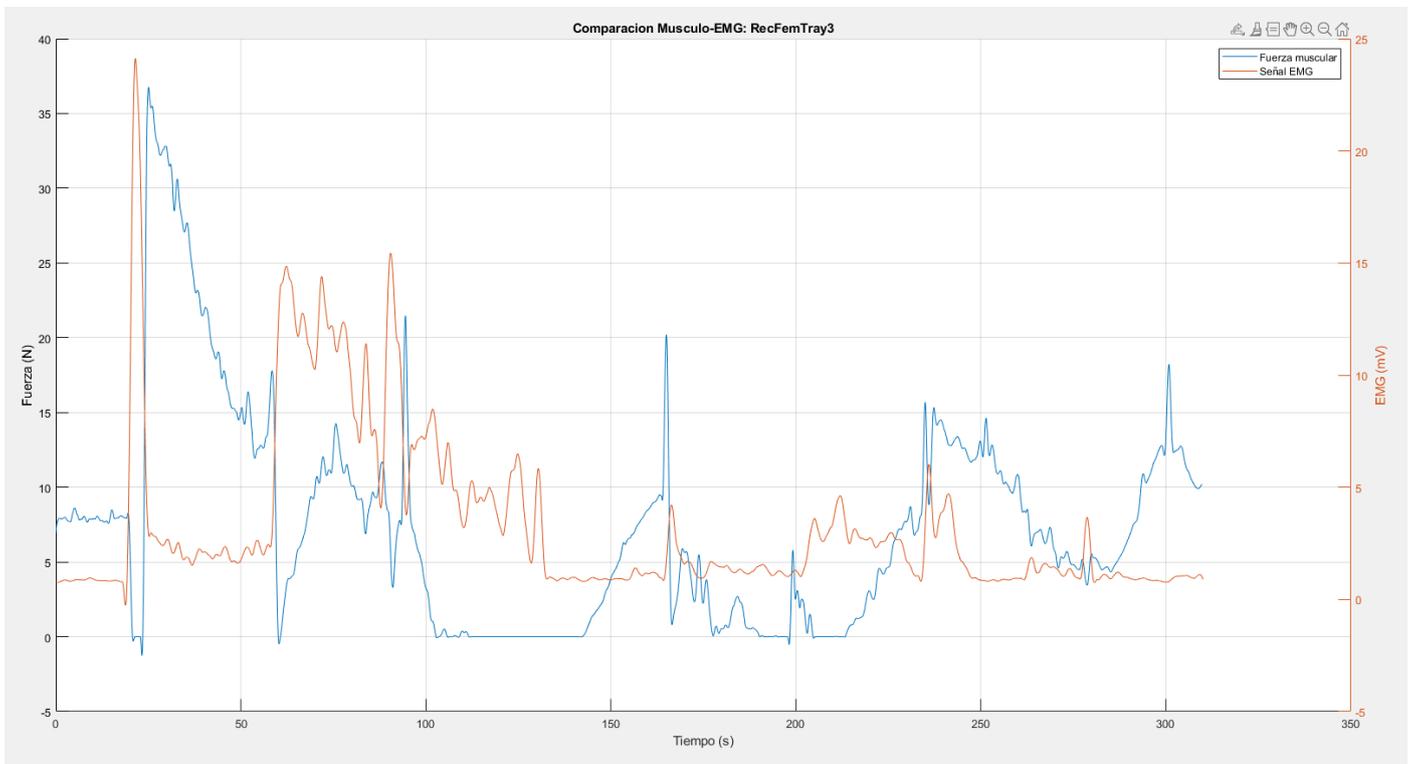
CorrBicFem: -

No existe correlación, pues el resultado es negativo.



CorrGastMed: -

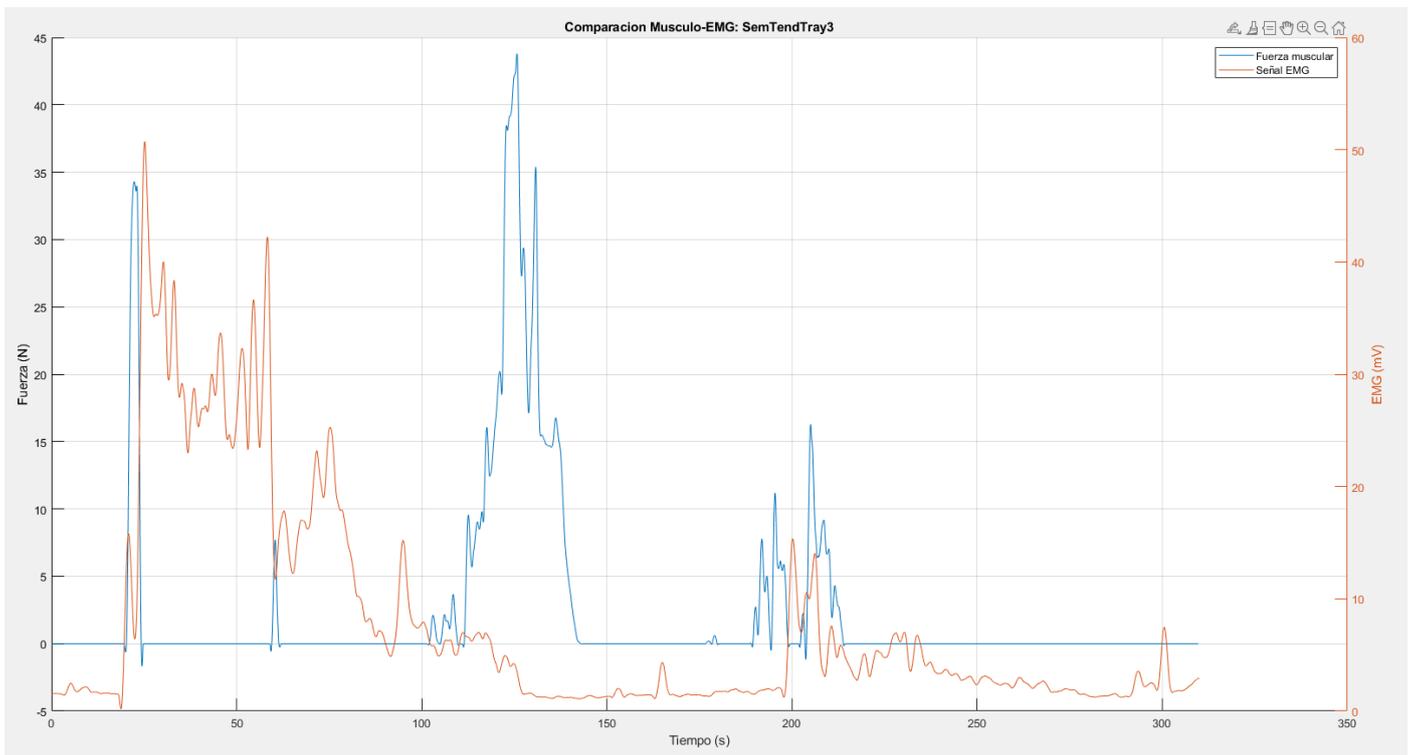
No existe correlación, pues el resultado es negativo.



CorrRecFem: -

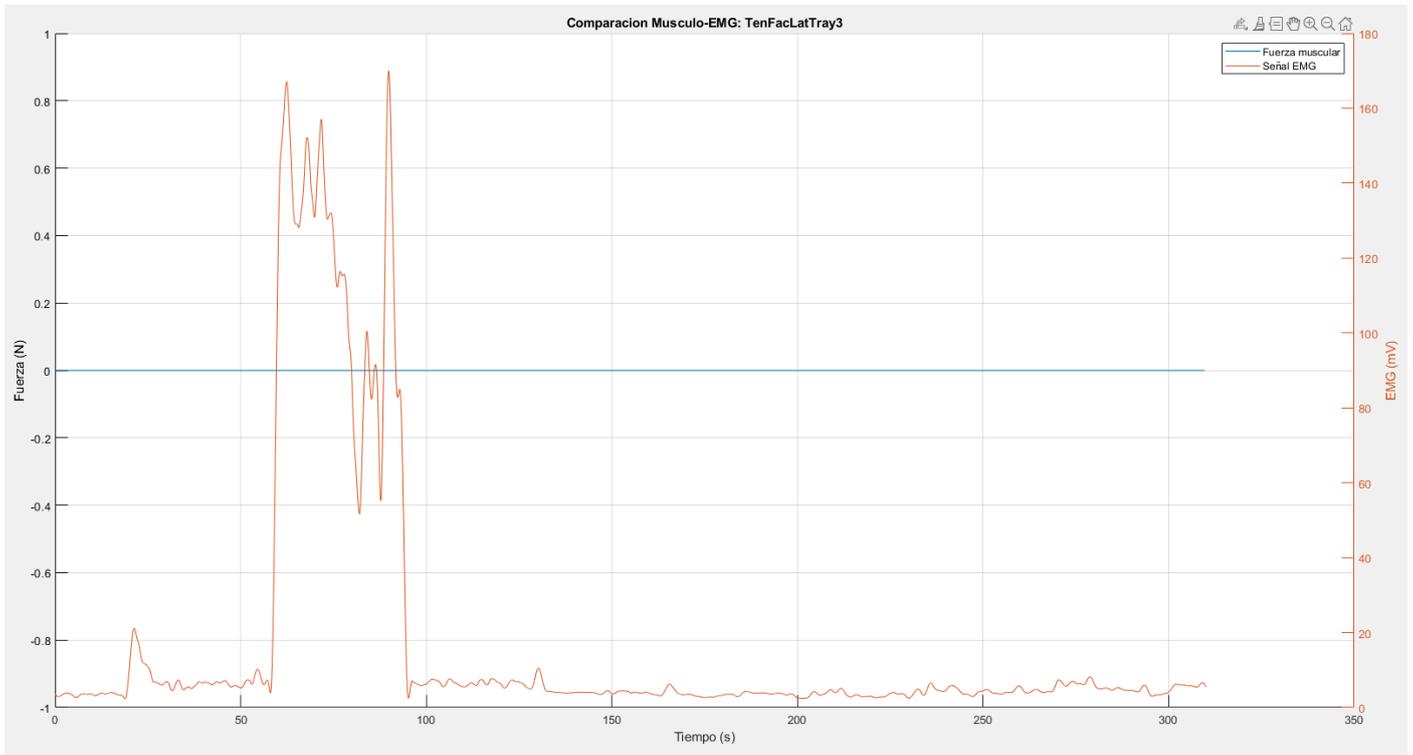
No existe correlación, pues el resultado es negativo.

---



CorrSemTend: 0.0820

---



CorrTenFacLat: -

No existe correlación, pues la señal se perdió.

---

---

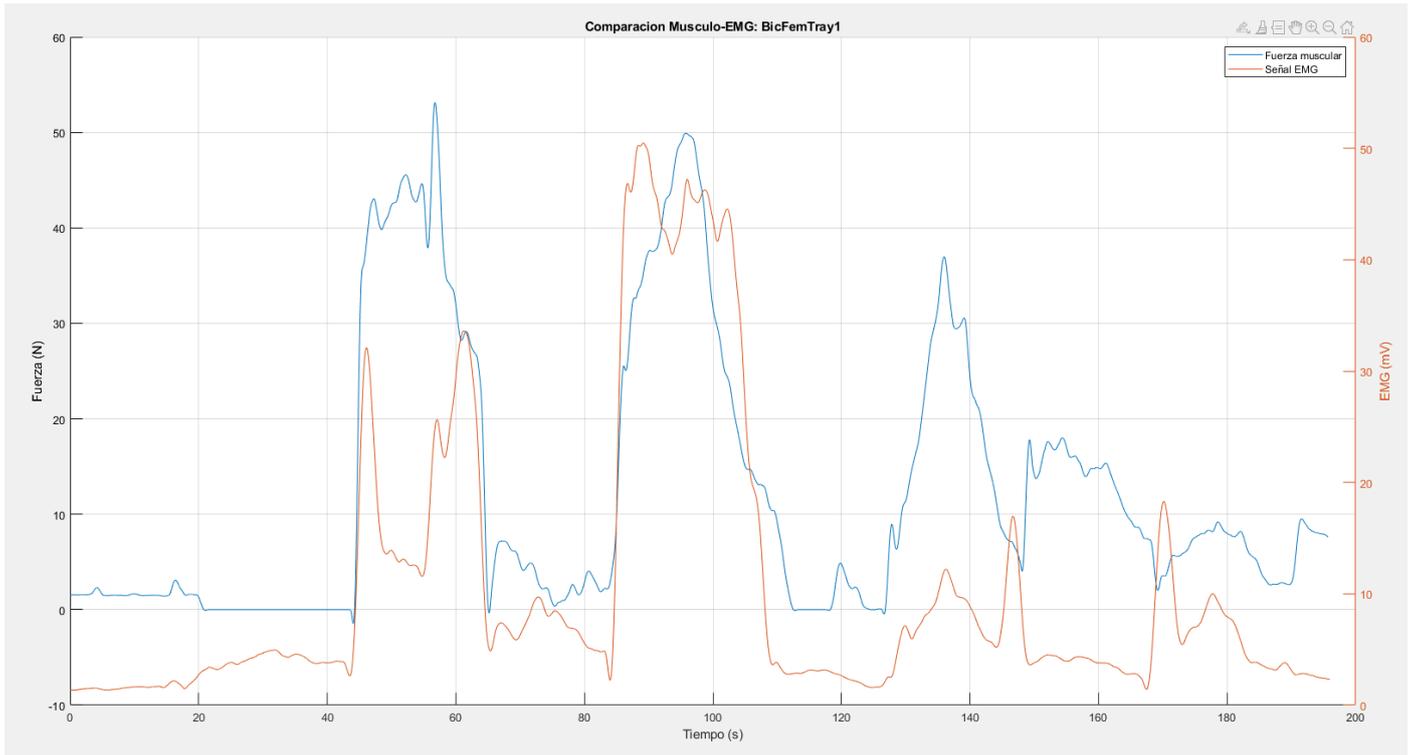
# Músculos del sujeto 3

---

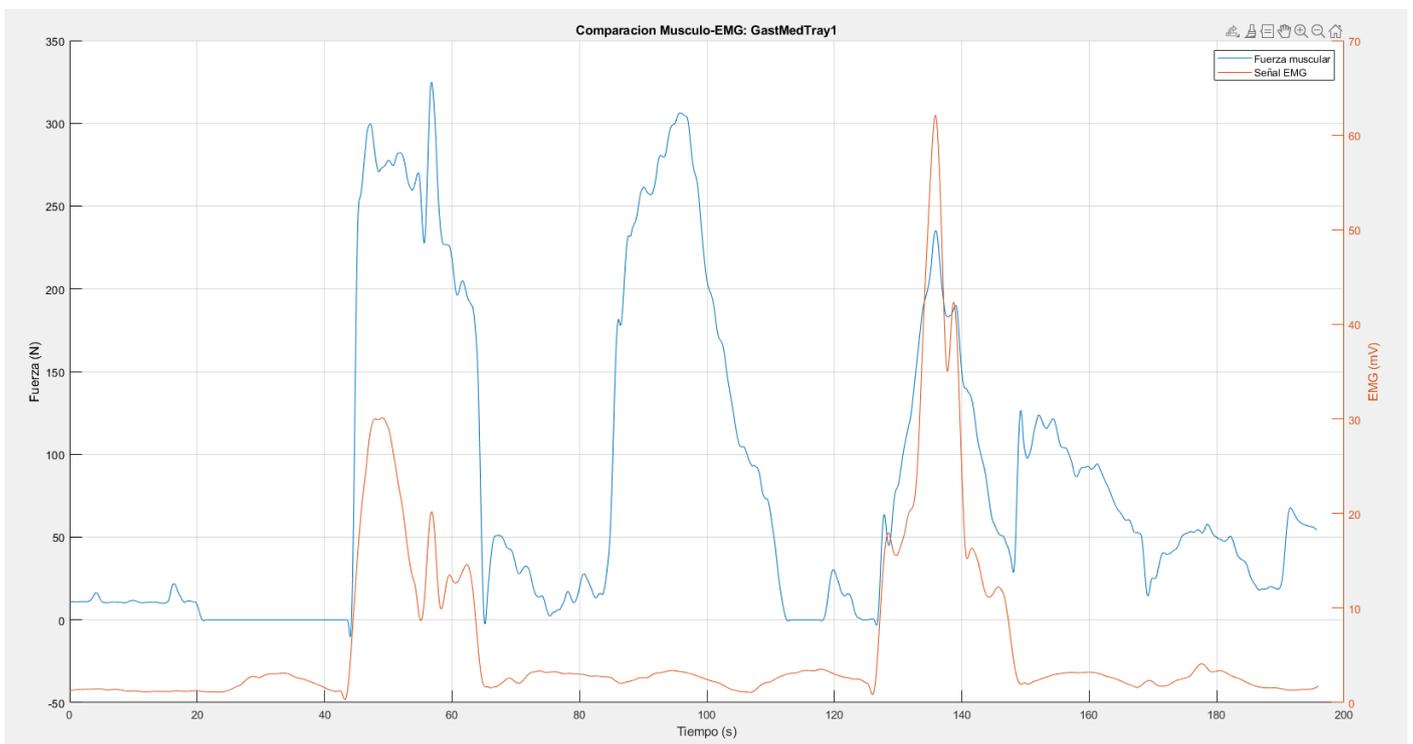
	Trayectoria 1	Trayectoria 2	Trayectoria 3
<b>BicFem</b>	0,683	0,0237	-0,0918
<b>GastMed</b>	0,5026	-0,1062	-0,0309
<b>RecFem</b>	0,4221	0,6692	0,842
<b>SemTend</b>	0,8249	0,3111	0,4871
<b>TenFacLat</b>	NaN	NaN	NaN

\*Las correlaciones con resultado negativo o NaN (pérdida de señal), se considerará que no son correctas y, por lo tanto, no existe una correlación. Se marcará con un guión.

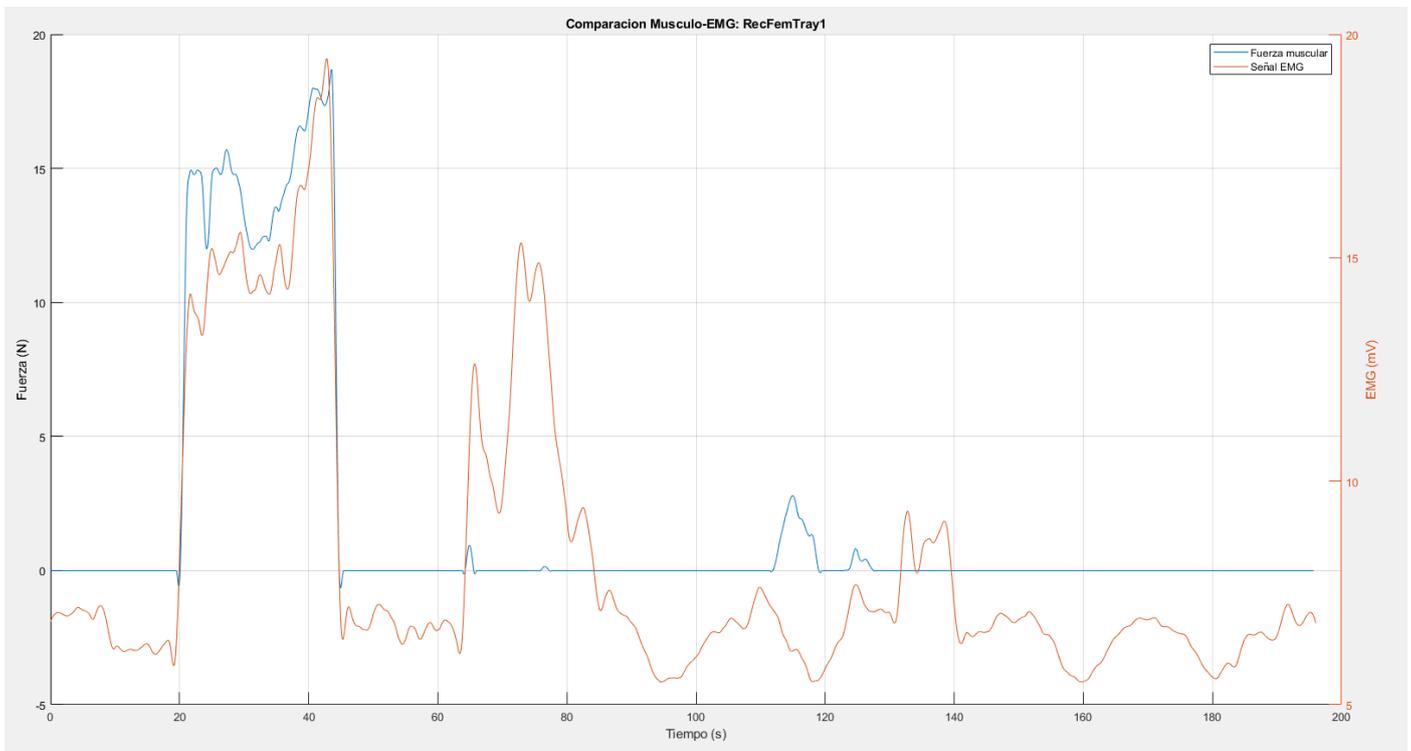
# Trayectoria 1:



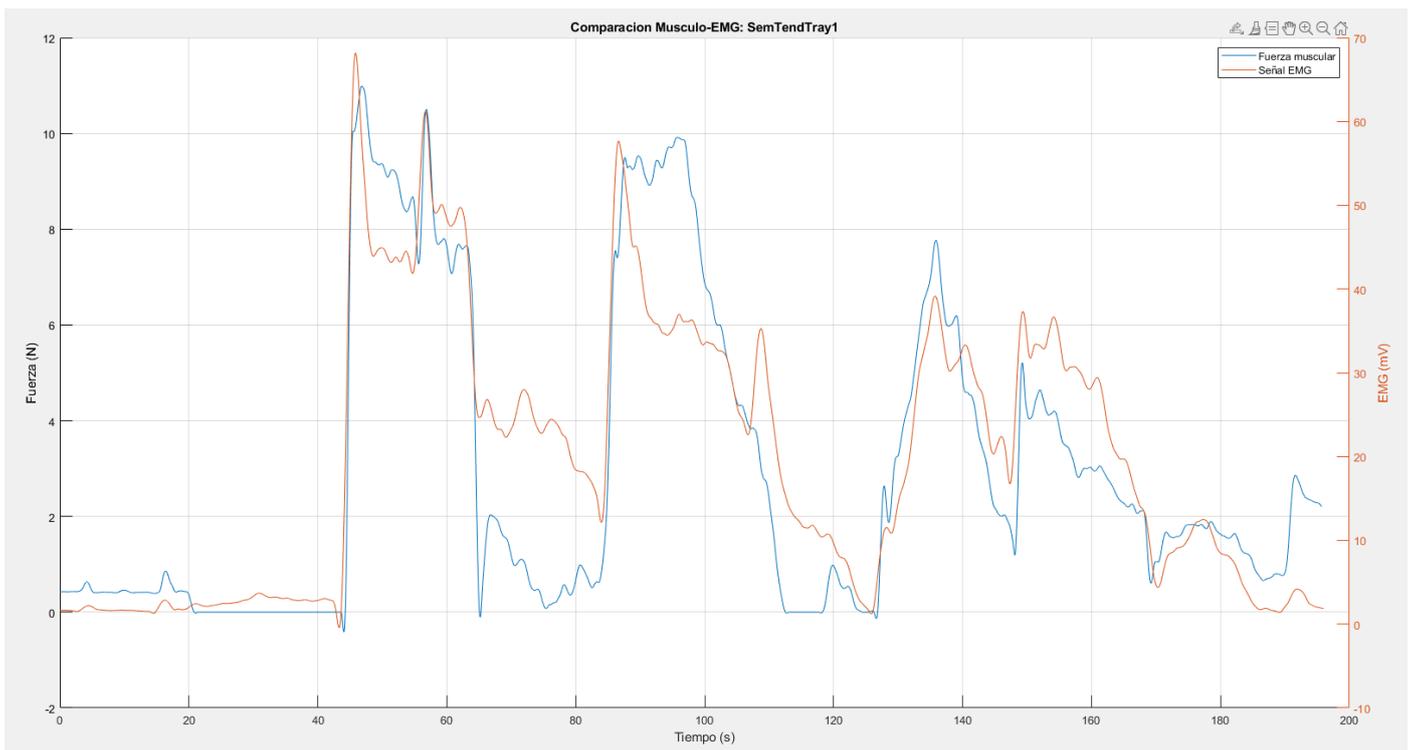
CorrBicFem: 0,683



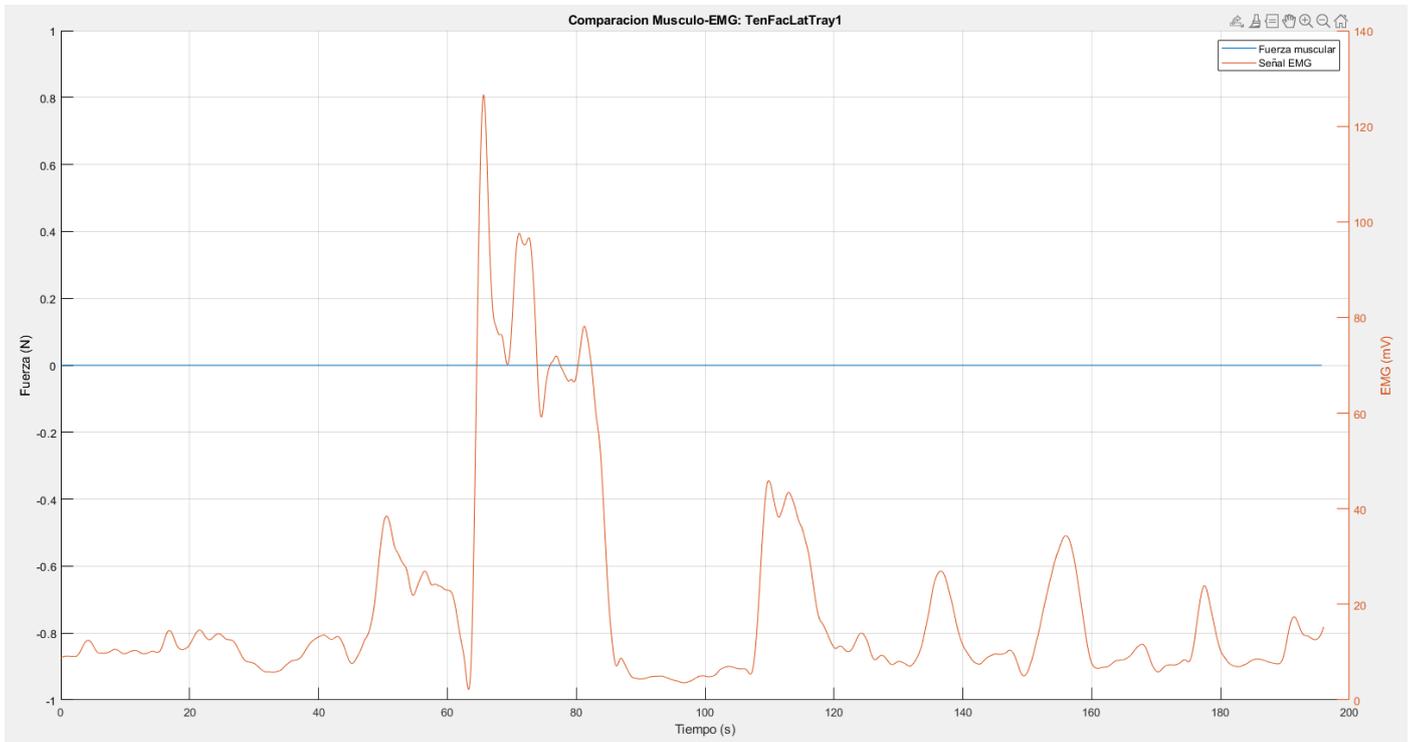
CorrGastMed: 0,5026



CorrRecFem: 0,4221



CorrSemTend: 0,8249

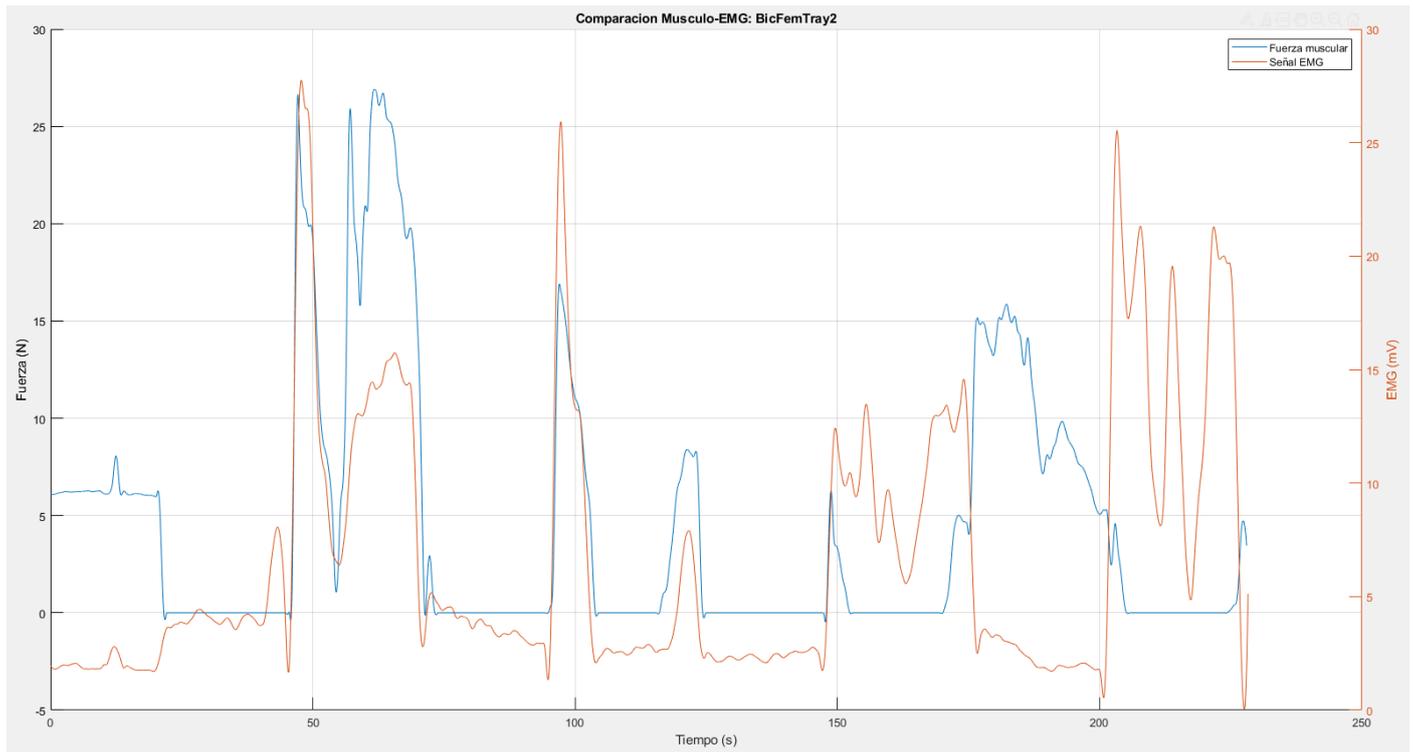


CorrTenFacLat: -

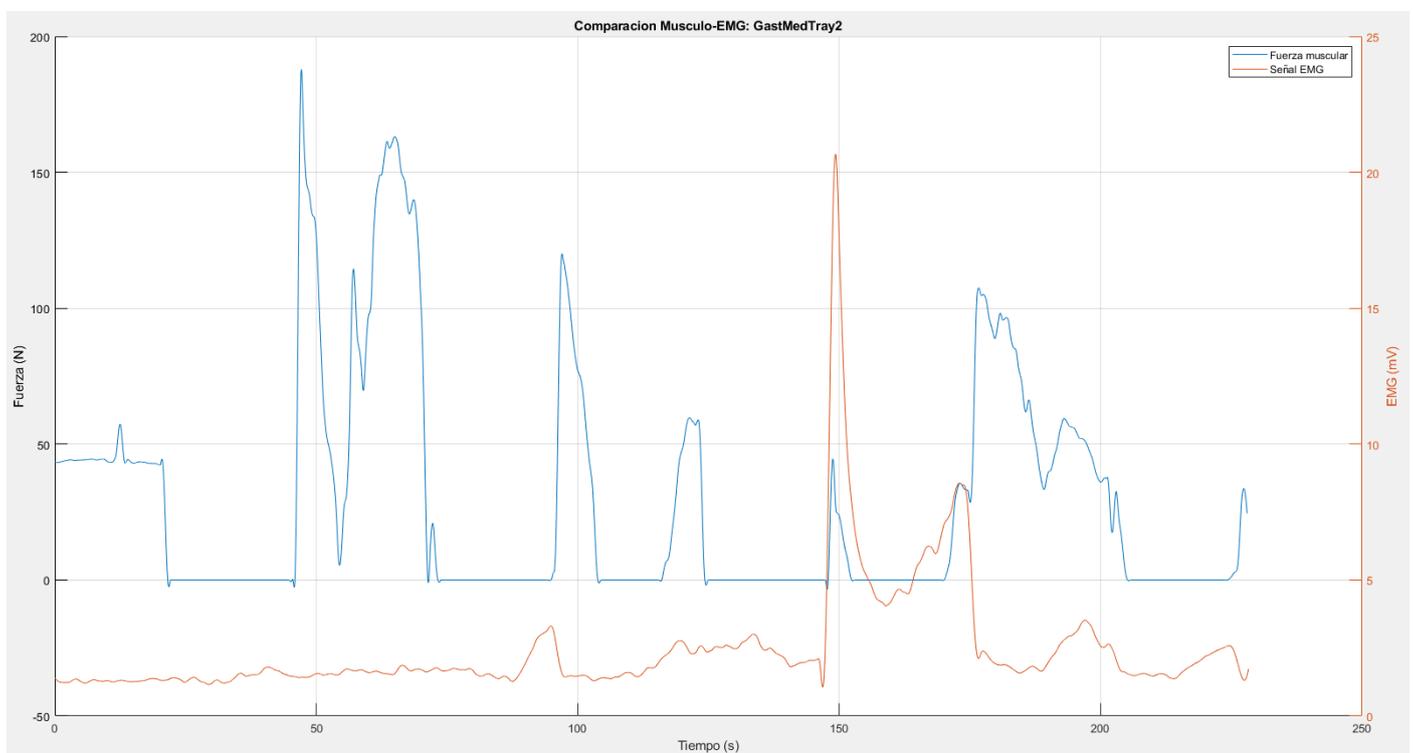
No existe correlación, pues la señal de la fuerza se perdió.

---

## Trayectoria 2:

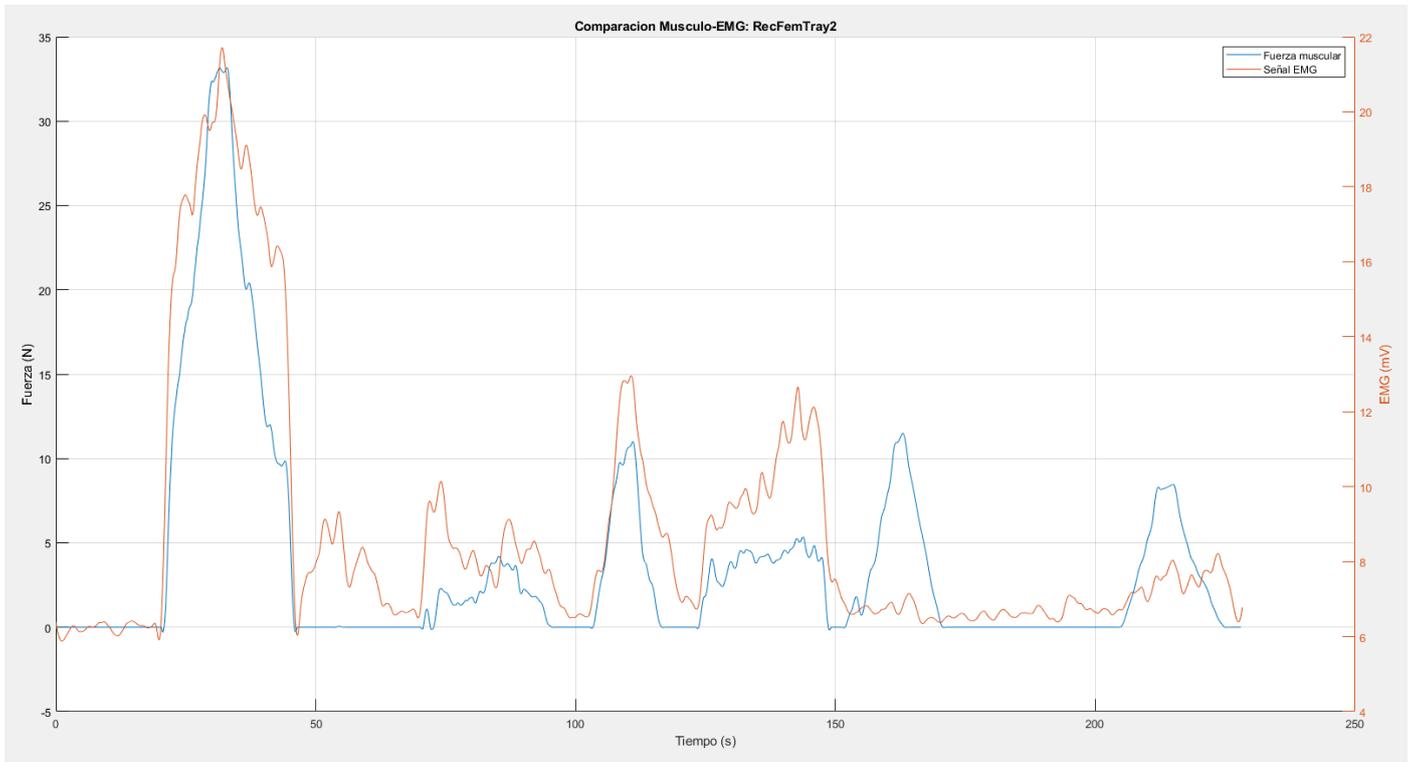


CorrBicFem: 0,0237

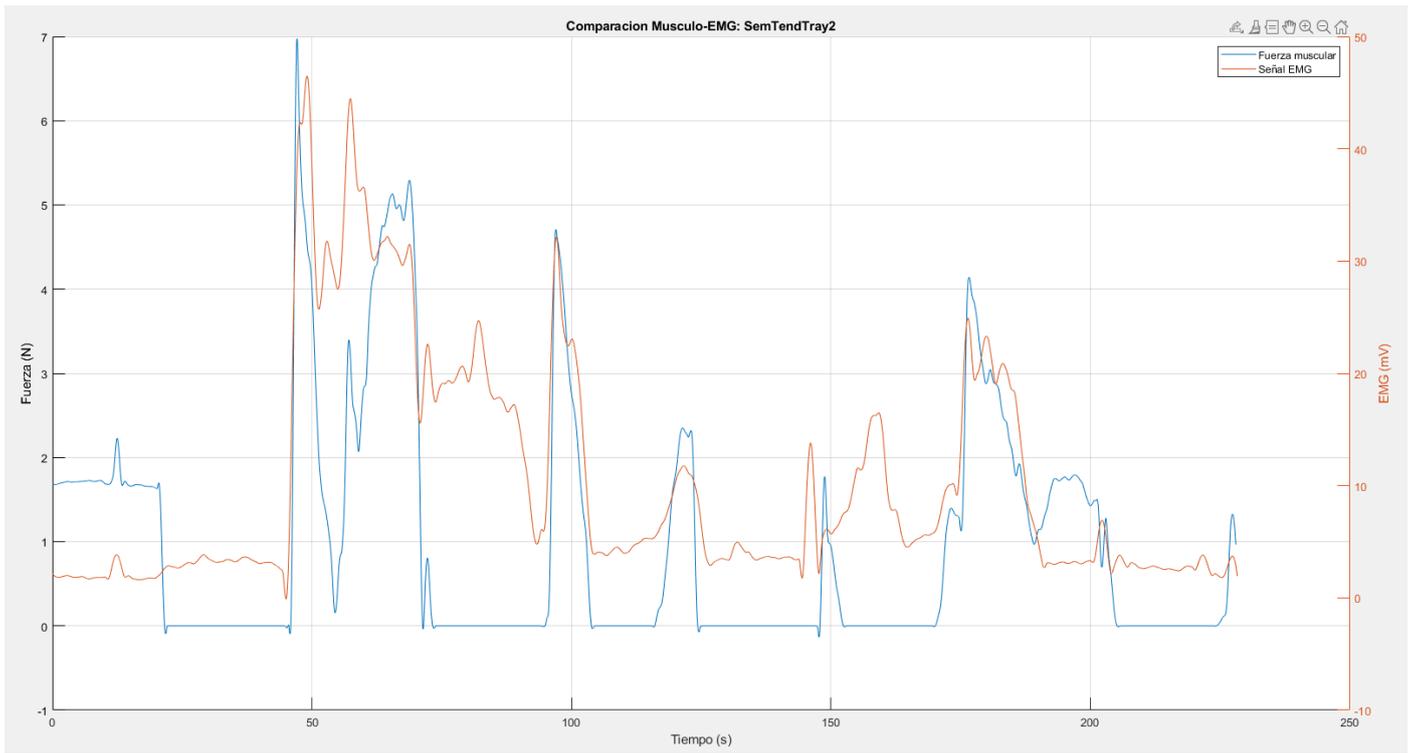


CorrGastMed: -

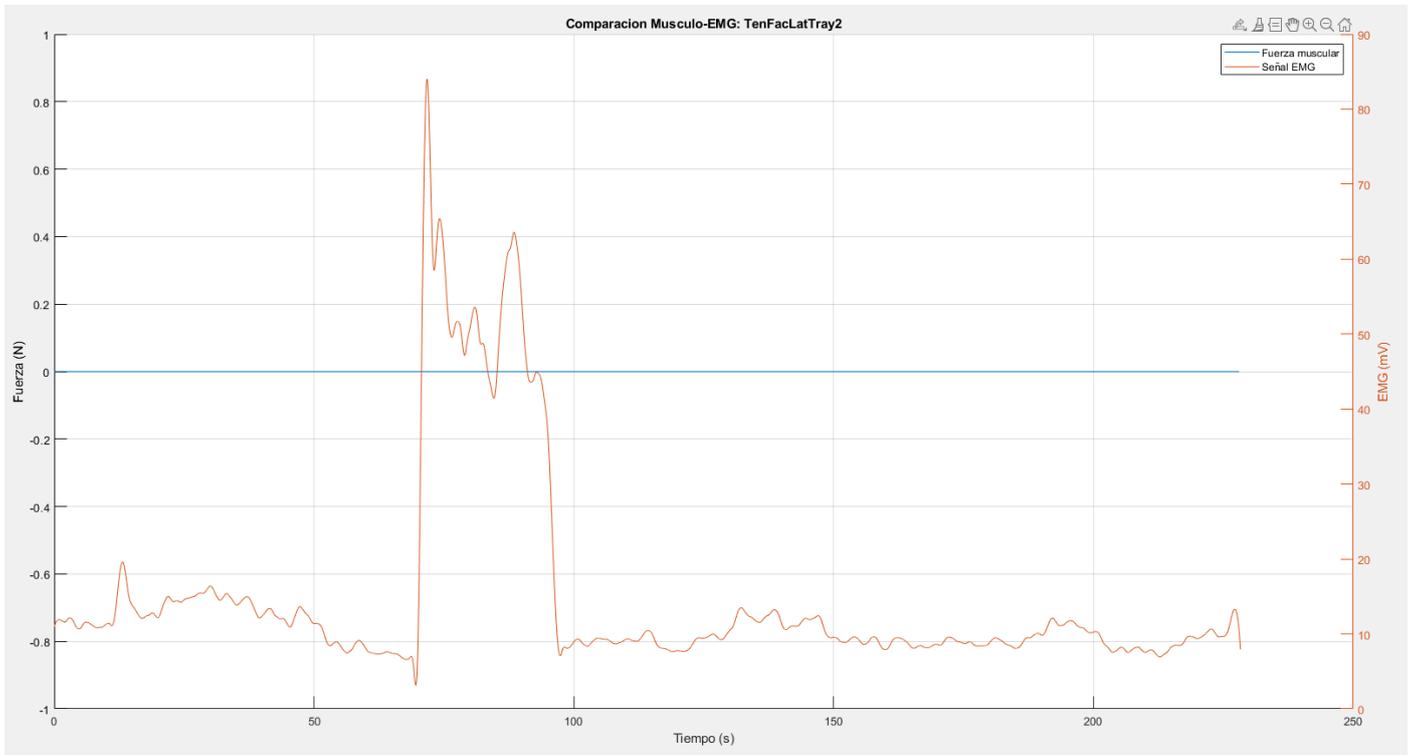
No existe correlación, pues el resultado es negativo.



CorrRecFem: 0,6692



CorrSemTend: 0,3111

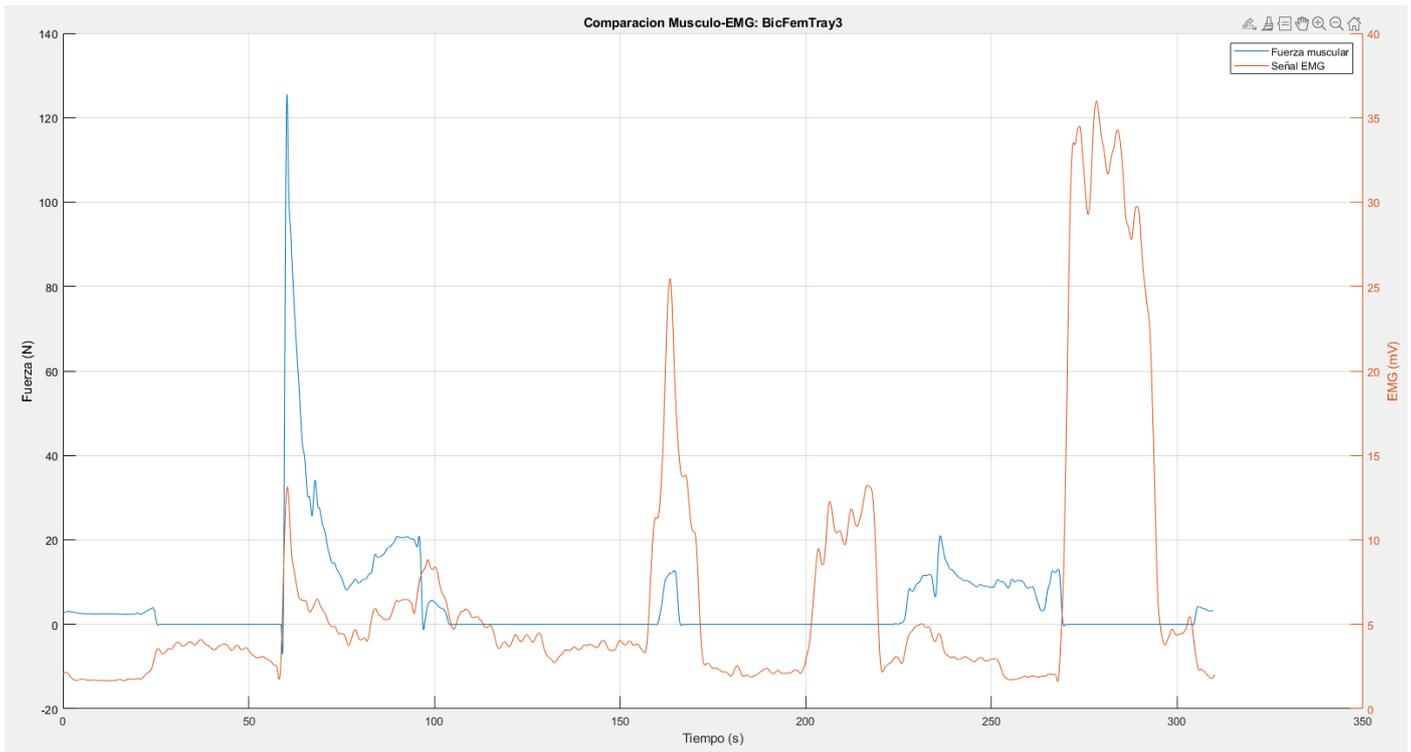


CorrTenFacLat: -

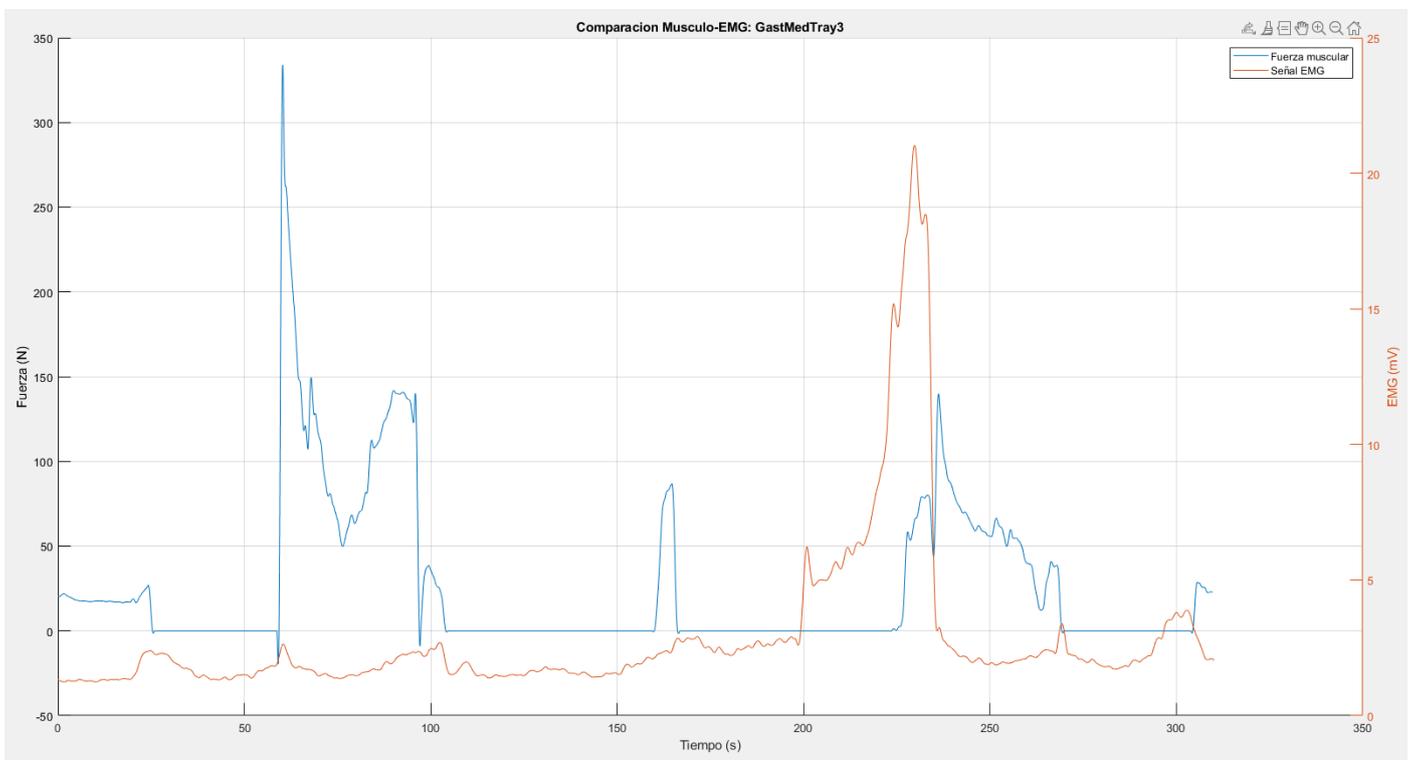
No existe correlación, pues la señal de la fuerza se perdió.

---

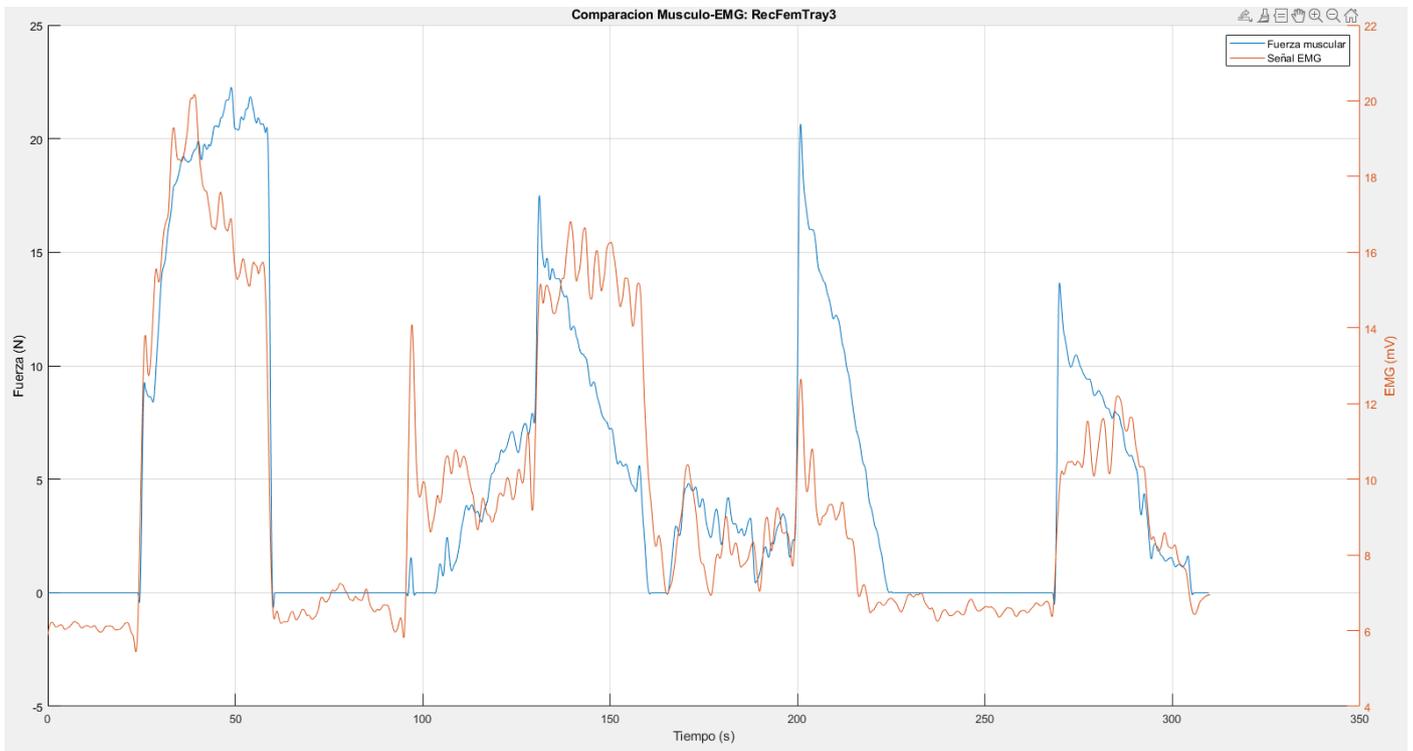
## Trayectoria 3:



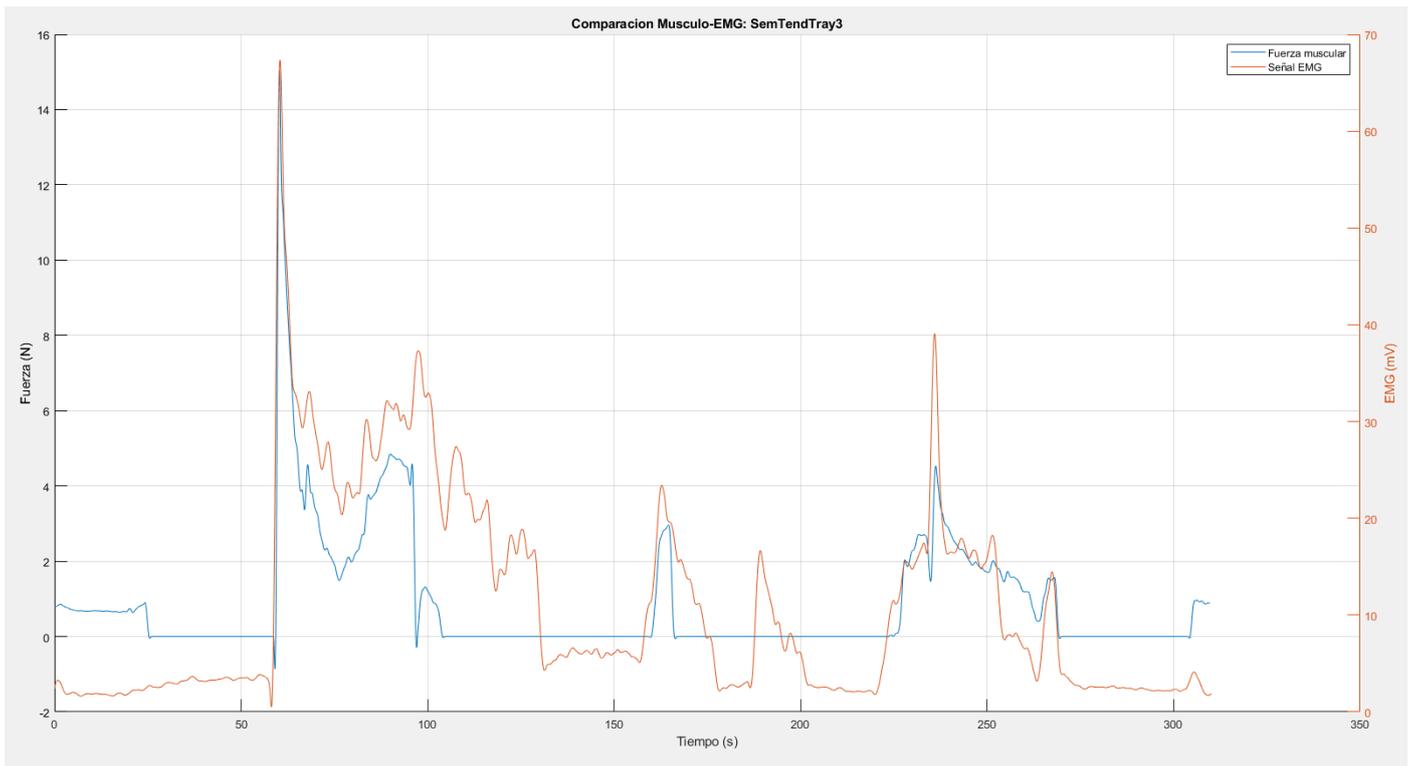
CorrBicFem: -  
No existe correlación, pues el resultado es negativo.



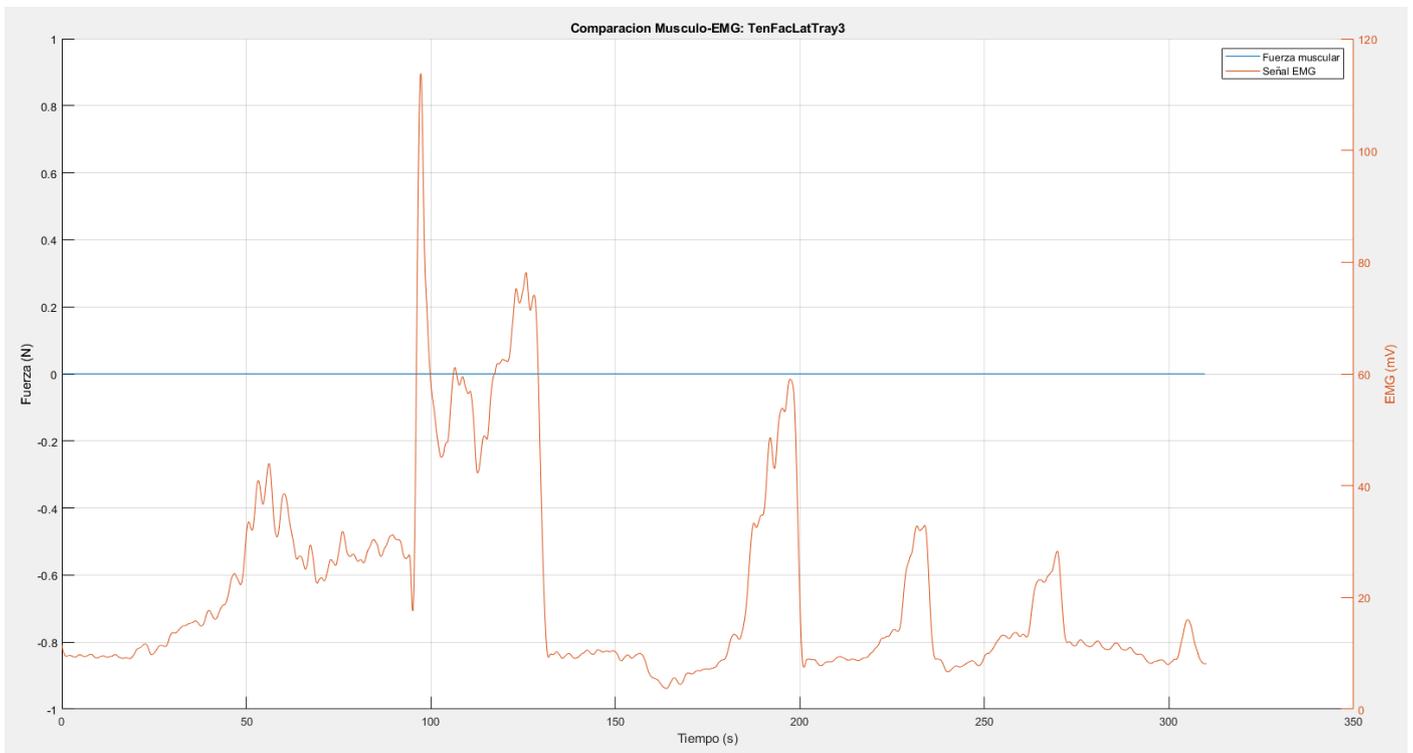
CorrGastMed: -  
No existe correlación, pues el resultado es negativo.



CorrRecFem: 0,842



CorrSemTend: 0,4871



CorrTenFacLat: -

No existe correlación, pues la señal de la fuerza se perdió.

---