

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

ESTUDIO Y ANÁLISIS DE LA FIABILIDAD DE SEÑALES BIOFÍSICAS (FOTOGRAMETRÍA Y ELECTROMIOGRAFÍA) DEL MIEMBRO INFERIOR EN UNA DETERMINADA ACTIVIDAD FÍSICA

**TESIS PREVIA A LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE MAGÍSTER EN DISEÑO Y
SIMULACIÓN**

GÓMEZ TOAPANTA MARIO BAYARDO

mario.gomez01@epn.edu.ec

DIRECTOR: Ing. WILLIAM RICARDO VENEGAS TORO, Ph.D.

william.venegas@epn.edu.ec

CO-DIRECTOR: Ing. OSCAR IVÁN ZAMBRANO OREJUELA, M.Sc.

ivan.zambrano@epn.edu.ec

Quito, julio 2023

DECLARACIÓN

Yo, Mario Bayardo Gómez Toapanta, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional, puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Mario Bayardo Gómez Toapanta

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue desarrollado por el señor MARIO BAYARDO GÓMEZ TOAPANATA bajo nuestra supervisión.

William Ricardo Venegas Toro

DIRECTOR DE PROYECTO

Oscar Iván Zambrano Orejuela

CO-DIRECTOR DE PROYECTO

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mi hermano Francisco Nicolás Gómez Toapanta (†).

AGRADECIMIENTO

A Dios, por la salud y la sabiduría.

A mis padres, por su amor y su apoyo incondicional.

Al Ph.D. William Venegas y al Ing. Iván Zambrano por la guía, el soporte y la ayuda brindada para la elaboración del presente trabajo.

A la persona con quien el tiempo es relativo, y quien se ha convertido en parte de mi ser, Danny.

CONTENIDO

DECLARACIÓN.....	i
CERTIFICACIÓN.....	ii
DEDICATORIA.....	iii
AGRADECIMIENTO.....	iv
OBJETIVOS.....	1
OBJETIVO GENERAL.....	1
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	1
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN Y ESTADO DEL ARTE.....	2
SIMULACIÓN EN LA BIOMECÁNICA	3
FOTOGRAMETRÍA	6
ELECTROMIOGRAFÍA.....	7
<i>ELECTROMIOGRAFÍA Y LA FUERZA MUSCULAR</i>	9
MODELOS MUSCULOESQUELÉTICOS EN OPENSIM	9
<i>GAIT 2392 AND 2354 MODELS</i>	10
<i>LOWER LIMB MODEL 2010</i>	10
<i>FULL BODY RUNNING MODEL</i>	10
<i>LOWER EXTREMITY MODEL</i>	11
<i>DEFORMABLE LOWER EXTREMITY MODEL</i>	11
<i>HUMAN NECK MODEL</i>	11
OPENSIM MODEL GAIT 2392.....	12
<i>TIPO DE ARCHIVOS DE DATOS EN OPENSIM</i>	14
Archivo de marcadores *.trc	14
Archivo de movimientos *.mot.....	14
Archivos de almacenamiento *.sto	15
Archivos *.c3d	15
<i>GRAND CHALLENGE COMPETITION TO PREDICT IN VIVO KNEE LOADS</i>	16
CAPÍTULO II: METOLOGÍA	18
VALIDACIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO	18
MODELO DE PÉNDULO DOBLE.....	19
<i>DERIVADAS DE LAS ECUACIONES DE MOVIMIENTO DEL PÉNDULO DOBLE</i>	20
EXPERIMENTOS Y PROCESAMIENTOS DE DATOS.....	26
<i>PROTOCOLO E INSTRUMENTACIÓN DEL INDIVIDUO PARA FOTOGRAMETRÍA</i>	27
Preparación de datos.....	27

<i>Datos Experimentales</i>	27
<i>Sistema de coordenadas</i>	28
PROTOCOLO E INSTRUMENTACIÓN DEL INDIVIDUO PARA ELECTROMIOGRAFÍA	30
PROCESAMIENTO DE LOS DATOS EXPERIMENTALES DE FOTOGRAMETRÍA	32
PROCESAMIENTO DE DATOS DE EMG	33
MODELO ESTÁNDAR GAIT 2392 DE OPENSIM	34
ESCALAMIENTO	35
CINEMÁTICA INVERSA	38
CAPÍTULO III: RESULTADOS	40
VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LOS EXPERIMENTOS DE LA FOTOGRAMETRÍA CON LOS DATOS DEL MODELO ESTÁNDAR DEL OPENSIM GAIT 2392.....	40
VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LOS EXPERIMENTOS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA CON LOS DATOS DEL GRAND CHALLENGE COMPETITIONS TO PREDICT IN VIVO KNEE LOADS	41
ANÁLISIS DE LA VALIDEZ DE LAS SEÑALES BIOFÍSICAS	43
DISCUSIÓN	50
PATRONES FUNCIONALES DE MOVIMIENTO	52
CONCLUSIONES	54
BIBLIOGRAFÍA	56
ENLACES ELECTRÓNICOS	57
ANEXOS	58
ANEXO 1: CÓDIGO DE VALIDACIÓN DE DATOS DE FOTOGRAMETRÍA, CADERA	58
ANEXO 2: CÓDIGO DE VALIDACIÓN DE DATOS DE FOTOGRAMETRÍA, RODILLA	63
ANEXO 3: CÓDIGO DE PROCESAMIENTO DE DATOS DE EMG DE ASME	68
ANEXO 4: CÓDIGO DE PROCESAMIENTO DE DATOS DE EMG DEL LABORATORIO	71

INDICE DE FIGURAS

Figura Nro. 1: Publicaciones por año relacionadas a la biomecánica o la simulación musculoesquelética	5
Figura Nro. 2: Patrones de caminata de un ser humano	6
Figura Nro. 3: Revisión de las principales características de la configuración de una cámara versus una configuración multicámara	7
Figura Nro.4: Señales de electromiografía del músculo humano “soleus” obtenidas con electrodos de superficie bipolar. (a) Contracción muy ligera, potenciales separados de la unidad motora son visibles. (b) Contracción fuerte, se muestra un patrón de interferencia. Los potenciales de la unidad motora no son perceptibles	8
Figura Nro. 5: Diagrama de bloques del preprocesamiento de la electromiografía	8
Figura Nro. 6: EMG	9
Figura Nro.7: Full Body Running Model	10
Figura Nro. 8: Lower Extremity Model	11
Figura Nro. 9: Modelo del cuello humano	12
Figura Nro. 10: Ubicación de los marcos de referencia en el miembro inferior	13
Figura Nro.11: Ejemplo de un formato *.trc	14
Figura Nro.12: Ejemplo de un formato *.mot	15
Figura Nro. 13: Importación de archivos *.c3d a OpenSim utilizando Matlab	16
Figura Nro. 14: Información de los individuos para el Grand Challenge Competition to Predict in Vivo Knee Loads	17
Figura Nro. 15: Etapas de verificación y validación para la simulación y el modelamiento de sistemas musculoesqueléticos	18
Figura Nro. 16: Péndulo doble	19
Figura Nro. 17: Trayectoria del péndulo doble	19
Figura Nro. 18: Miembro inferior en configuración como péndulo doble	20
Figura Nro. 19: Ángulos de las articulaciones de la cadera y de la rodilla	21
Figura Nro. 20: Trayectoria de flexo-extensión de la cadera, θ_1	25
Figura Nro. 21: Trayectoria de flexo-extensión de la rodilla, θ_2	25
Figura Nro. 22: Software Kinescan	26
Figura Nro. 23: Equipo Trigno Avanti EMG	27
Figura Nro. 24: Modelo genérico y Cinemática Inversa	28
Figura Nro. 25: Ejemplo del sistema de coordenadas	29
Figura Nro.26: Ubicación de los marcadores experimentales	30
Figura Nro. 27: Tibialis Anterior	31
Figura Nro. 28: Tibialis Anterior en experimento.....	31
Figura Nro. 29: Secuencia de procesamiento de señales de EMG	33
Figura Nro. 30: Ubicaciones y nombres de los marcadores en el modelo, frontal	34
Figura Nro. 31: Ubicaciones y nombres de los marcadores en el modelo, lateral	35

Figura Nro. 32: Marcadores experimentales y marcadores virtuales	36
Figura Nro. 33: Marcadores referenciales para determinar la longitud de la tibia	36
Figura Nro. 34: Los marcadores experimentales son acoplados por los marcadores del modelo a lo largo del movimiento variando los ángulos de las articulaciones a través del tiempo	38
Figura Nro. 35: Archivos de entradas y salidas para la herramienta de la cinemática inversa del OpenSim	39
Figura Nro. 36: Posición angular, movimiento de flexo-extensión de la cadera	40
Figura Nro. 37: Posición angular, movimiento de flexo-extensión de la rodilla	41
Figura Nro. 38: Calibraciones del experimento para EMG, ASME (a) y Laboratorio de Bioingeniería (b)	42
Figura Nro. 39: Datos de EMG procesados, ASME (a), Laboratorio de Bioingeniería (b)	43
Figura Nro. 40: Coeficiente de correlación de Pearson	44
Figura Nro. 41: Correlación entre datos experimentales y teóricos para los movimientos de flexo-extensión de la cadera (a) y de la rodilla (b)	44
Figura Nro. 42: Correlación entre datos experimentales de fotogrametría y datos del péndulo doble, hip (a), knee (b)	45
Figura Nro. 43: Muestras obtenidas, Cadera (a), Rodilla (b)	46
Figura Nro. 44: Datos de EMG procesados, ASME (a), Laboratorio de Bioingeniería (b)	47
Figura Nro. 45: Correlación de datos, cadera (a), rodilla (b)	48
Figura Nro. 46: Correlación de datos, ASME (a), Laboratorio de Bioingeniería (b)	48
Figura Nro. 47: Correlación entre datos de ASME y datos del Laboratorio de Bioingeniería	49
Figura Nro. 48: Patrón funcional de la banda de normalidad para la cadera. Técnica: fotogrametría	52
Figura Nro. 49: Patrón funcional de la banda de normalidad para la rodilla. Técnica: fotogrametría	53
Figura Nro. 50: Patrón funcional de la banda de normalidad para datos de EMG experimentales y datos de EMG de ASME	53

INDICE DE TABLAS

Tabla Nro. 1: Marcadores utilizados en los experimentos de laboratorio	29
Tabla Nro. 2: Ecuaciones de estimación de estatura basadas en las longitudes del fémur y la tibia.....	37

RESUMEN

El ser humano está en constante movimiento, desde la caminata diaria, actividades laborales y actividades de alto rendimiento en el deporte. Estas actividades implican la activación de músculos específicos y la coordinación de los mecanismos del esqueleto para generar movimientos específicos. En muchas de las actividades mencionadas no se emplea una correcta técnica, incluso para caminar, derivando en complicaciones en el futuro. Estudiar la biomecánica en su capacidad de fuerza basado en técnicas de normalización ayudará a establecer características funcionales del movimiento y capacidad fisiológica a través de la implementación de patrones funcionales de movimiento.

Los patrones funcionales se obtienen comparando datos teóricos y experimentales. Los datos experimentales se obtienen utilizando las técnicas de fotogrametría y electromiografía. Para que los datos experimentales puedan ser validados se determinan relaciones de correlación, en el caso de la fotogrametría, la correlación se determina analizando datos teóricos de un modelo de péndulo doble y de un modelo del OpenSim, software libre que permite construir, intercambiar, y analizar modelos musculoesqueléticos y simulaciones dinámicas de movimiento. Para determinar las correlaciones en electromiografía, se analizan datos de “Gran Challenge Competition to Predict in Vivo Knee Loads”, una competencia realizada por ASME. De esta manera se logra establecer los patrones funcionales del movimiento del miembro inferior en una determinada actividad física. La metodología establecida es reproducible para diferentes movimientos con la técnica de la fotogrametría y para determinados músculos con la técnica de la electromiografía.

ABSTRACT

The human being is in constant movement, from the daily walk, work activities and high-performance activities in sports. These activities involve the activation of muscles and the specific coordination of skeletal mechanisms to generate specific movements. In many of the activities mentioned, a correct technique is not used, even for walking, leading to complications in the future. Studying biomechanics in your strength capacity based on normalization techniques will help establish functional movement characteristics and physiological capacity through the implementation of functional movement patterns.

Functional patterns are obtained by comparing theoretical and experimental data. Experimental data is obtained using the techniques of photogrammetry and electromyography. In order for the experimental data to be validated, connection relationships are determined. In the case of photogrammetry, confirmation is determined by analyzing theoretical data from a double pendulum model and from an OpenSim model, free software that allows you to analyze, build, and exchange dynamic movement simulations and musculoskeletal models. To determine correlations in electromyography, data from “The Gran Challenge Competition to Predict in Vivo Knee Loads”, a competition conducted by ASME, is analyzed. In this way it is possible to determinate the functional patterns of the movement of the lower limb in a certain physical activity. The established methodology is reproducible for different movements with the photogrammetry technique and for certain muscles with the electromyography technique.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

El objetivo del presente trabajo es determinar los patrones funcionales de movimiento del miembro inferior del individuo en una determinada actividad física a través del estudio y análisis de la fiabilidad de señales biofísicas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Validar la fiabilidad de los equipos de señales biofísicas que se disponen en el Laboratorio de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la EPN;
- Establecer un protocolo para la instrumentación de los marcadores de la técnica de la electromiografía;
- Establecer un protocolo para la instrumentación de los sensores del equipo de electromiografía;
- Realizar una comparativa entre los patrones de movimiento obtenidos a través de experimentos con los patrones del modelo Gait 2392 del software OpenSim y con los patrones obtenidos del Grand Challenge Competition to Predict In Vivo Knee Loads.

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN Y ESTADO DEL ARTE

Las actividades diarias que los seres humanos realizan, como caminar, practicar deportes y llevar a cabo tareas laborales, requieren la activación de músculos específicos y la coordinación de los mecanismos del esqueleto para generar diferentes movimientos. Sin embargo, en ocasiones, al caminar no se utiliza una técnica correcta, lo que puede ocasionar problemas en el futuro, especialmente en las articulaciones. Este problema es aún más crítico en actividades deportivas, y con frecuencia afecta a deportistas aficionados que realizan actividades sin conocer una técnica adecuada, lo que los expone a lesiones. Por esta razón, estudiar la biomecánica y la capacidad de fuerza basada en técnicas de normalización puede ayudar a establecer características funcionales del movimiento y la capacidad fisiológica que deben ser confiables. Esto permitirá establecer patrones comparativos con personas que tienen lesiones y, además, ayudará a prevenir lesiones y a mejorar la calidad de vida de las personas.

Se realiza una investigación sobre el comportamiento del movimiento del miembro inferior. Se utilizan técnicas de fotogrametría y electromiografía para obtener datos y generar patrones funcionales de movimiento. Para obtener los datos experimentales necesarios, se establecerán protocolos de instrumentación y medición, los cuales servirán como base para el desarrollo de nuevos experimentos en el Laboratorio de Bioingeniería de la EPN. Estos experimentos también contribuirán al avance del Proyecto de Investigación PIGR-20-01, titulado "Generación y seguimiento de trayectorias óptimas basado en el desarrollo de controladores avanzados para un robot paralelo enfocado en el diagnóstico y rehabilitación de pacientes con lesiones de rodilla".

La técnica de la fotogrametría captura trayectorias a través del uso de marcadores reflectivos colocados en puntos específicos de las articulaciones del cuerpo humano para analizar el movimiento durante una actividad física. Los datos obtenidos se pueden procesar y utilizar para generar patrones de movimiento. Por otro lado, la técnica de la electromiografía emplea sensores inalámbricos que registran señales eléctricas convertidas en datos de voltaje.

Los datos de trayectorias obtenidas mediante la fotogrametría se comparan y se analizan con los datos del modelo estándar "Gait 2392" en el software OpenSim. Asimismo, los datos obtenidos a través de la electromiografía se comparan con datos del "Grand Challenge Competition to Predict In Vivo Knee Loads". Estas comparaciones permitirán establecer un rango de error aceptable para los datos generados por los equipos del laboratorio. Posteriormente, se podrán generar patrones funcionales de movimiento para el miembro inferior analizado.

OpenSim es un software de código abierto que facilita la construcción, intercambio y análisis de modelos musculoesqueléticos, así como simulaciones dinámicas de movimiento. El modelo "Gait 2392" en OpenSim es un modelo tridimensional computacional con 23 grados de libertad que representa el sistema musculoesquelético humano. Este modelo incluye 92 actuadores musculotendinosos que representan 76 músculos en el torso y en las extremidades inferiores.

SIMULACIÓN EN LA BIOMECÁNICA

El modelamiento biomecánico y la simulación computacional complementan la observación en la valoración funcional, actividad que es parte de uno de los principios de la ciencia del movimiento. La simulación y el modelamiento musculoesquelético tiene un gran potencial en la mejora y cuidado del paciente, reducir los costos de tratamiento aclarando las relaciones de causa y efecto en individuos con discapacidades neurológicas y musculoesqueléticas; y a través de la predicción quirúrgica efectiva y de los tratamiento de rehabilitación (Seth et al., 2011)

El modelamiento y la simulación es un método importante en la investigación biomecánica de los sistemas musculoesqueléticos. La tecnología de la simulación de sistemas musculoesqueléticos, a través del desarrollo de la biomecánica, es aplicada a la investigación y al desarrollo de mecanismos médicos, aeroespaciales y de protección humana (Fan & Wang, n.d.).

Con el continuo mejoramiento de la informática, la teoría mecánica y médica, la tecnología de la simulación y el modelamiento de los sistemas musculoesqueléticos han experimentado cambios de modelos 2D a 3D, así como modelos estructurales de macro a micro. La simulación y el modelamiento de los sistemas musculoesqueléticos están divididos en 2 categorías, la primera categoría es la simulación y el modelamiento de las de órganos y tejidos de los sistemas musculoesqueléticos en un escala macro, principalmente para el estudio de mecanismos de respuesta mecánica de los sistemas musculoesqueléticos; la segunda categoría es la simulación y el modelamiento de la microestructura musculoesquelética, tratamientos y para la rehabilitación de enfermedades musculoesqueléticas (Fan & Wang, n.d.).

La simulación de modelos neuromusculoesqueléticos ha tenido un continuo desarrollo y ha crecido con el pasar de los años creando aplicaciones como el diseño de mecanismos de asistencia para rehabilitación, planificaciones para tratamientos de rehabilitación, todo esto conlleva a un profundo conocimiento de los principios fundamentales de la locomoción humana (Reichert, 2018) teniendo un alto impacto en los estudios de medicina, sin embargo existen ciertas limitaciones en las mediciones experimentales como lo son; las fuerzas internas de los músculos, las fuerzas de las articulaciones, y factores que resultan ser difíciles de ser implementadas en las prácticas clínicas. A pesar de las limitaciones, la simulación en la biomecánica provee información valiosa a clínicos y terapeutas, información como perspectivas de los músculos que son responsables de un movimiento no normal en tratamientos de parálisis cerebral, así como fuerzas generadas durante el movimiento de las articulaciones y como dichas fuerzas se alteran en un tratamiento de rehabilitación.

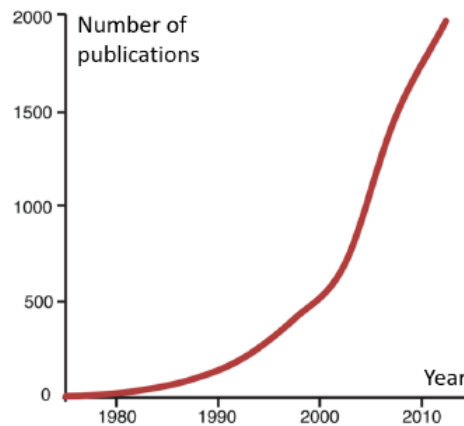


Figura Nro. 1: Publicaciones por año relacionadas a la biomecánica o la simulación musculoesquelética
(Fuente: Reichert, 2018)

En este contexto observamos que la biomecánica estudia el movimiento y las fuerzas actuantes sobre el cuerpo humano, análisis de forma de caminar (Stanford Medicine Children’s Health, 2023), etc. Estudios que son útiles en aplicaciones, como la medicina, el deporte, la ergonomía y la ingeniería. De esta manera, se logra identificar patrones anormales, como al andar a través de un examen clínico, en donde se determina el control motriz, el rango de movimiento y el grado de fuerza de la extremidad inferior, también se registra una video documentación, en donde se graba a la persona mientras camina (Stanford Medicine Children’s Health, 2023).

En la video documentación, se colocan marcadores reflectivos en las articulaciones para capturar las trayectorias de dichos marcadores conjuntamente con las articulaciones. Las trayectorias que se obtienen son analizadas con modelos cinemáticos, calculando de esta forma el movimiento de las articulaciones. También se puede realizar un análisis cinético, registrado por plataformas que evalúan las fuerzas sobre las articulaciones. Los factores en conjunto, es decir, los datos que se analizan a través de la cinemática y la cinética contribuyen al movimiento anormal. (Stanford Medicine Children’s Health, 2023)

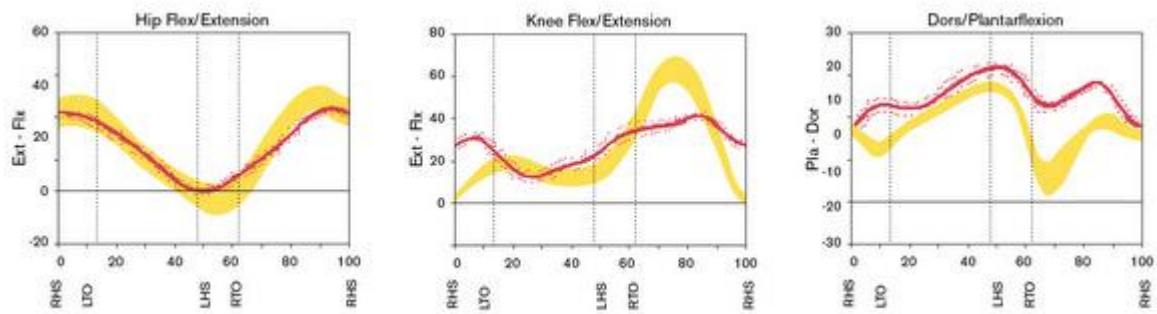


Figura Nro. 2: Patrones de caminata de un ser humano
(Fuente: Stanford Medicine Children’s Health, 2023)

La biomecánica computacional provee un completo tratamiento que va desde el tratamiento del pie, tobillo, rodilla, cadera, miembro inferior, columna vertebral hasta la cabeza y los dientes, así como tratamiento de huesos y músculos en un nivel de tejido.

FOTOGRAMETRÍA

La fotogrametría es una tecnología utilizada en las ciencias biomédicas. No es invasiva y es una alternativa en costo eficiencia para establecer técnicas de imagen en 3D.

Para crear un modelo 3D a partir de fotogramas, las imágenes deben ser tomadas desde múltiples ángulos, esto se logra moviendo una cámara alrededor del objeto o colocando múltiples cámaras alrededor del objeto, existiendo ciertas diferencias en las características de los enfoques, las mismas que se pueden observar en la siguiente imagen (Rea, 2019).

	Single-camera setup		Multi-camera setup
	Non-stereoscopic	Stereoscopic	
Number of cameras	1	Usually 2	>1
Number of pictures taken per shot	1	1	Equal to the number of cameras
Resulting 3D model	Complete 3D reconstruction possible	Partial reconstruction only	Complete 3D reconstruction possible
Operation complexity	Simple	Medium	Complex
Time required for setup	Short	Simple	Long
Image acquisition time	Long	Medium	Short
IOP and EOP consistency	IOP (e.g. zoom or focus) instabilities	Fixed	IOP and mounting instabilities
Costs	Low	Medium	High

IOP internal orientation parameters, *EOP* external orientation parameters

Figura Nro. 3: Revisión de las principales características de la configuración de una cámara versus una configuración multicámara
(Fuente: Rea, 2019)

La configuración de 1 cámara tiene una amplia gama de aplicaciones biomédicas que van desde la documentación y medición de heridas y lesiones sobre la valoración de los volúmenes pulmonares hasta la localización de electrodos para la electroencefalografía, mientras que la configuración de varias cámaras es utilizada para capturar movimientos de objetos con similar apariencia y cuando el objeto está en movimiento y se desea realizar una captura de imágenes rápida (Rea, 2019).

ELECTROMIOGRAFÍA

La electromiografía es una señal producida por la actividad muscular y que puede ser registrada por electrodos. Las derivaciones de cada fibra nerviosa activan la placa motora de una fibra muscular, lo cual induce dos olas de despolarización en cualquiera de los extremos de la fibra muscular. El tejido entre y alrededor de la fibra activada es eléctricamente conductivo (Hof, 1984).

Existen dos principales propiedades que deben cumplir los electrodos en la forma cuantitativa, la primera es la que se debe obtener un grado apropiado de selectividad y la segunda es que debe estar libre de interferencias, especialmente de artefactos en movimiento (Hof, 1984).

Lo que se pretende en la obtención de datos con los sensores electrodos es grabar la mayor cantidad posible de energía de la unidad motora del músculo en estudio,

pero se debe tratar en lo posible evitar obtener las señales de los músculos que están alrededor.

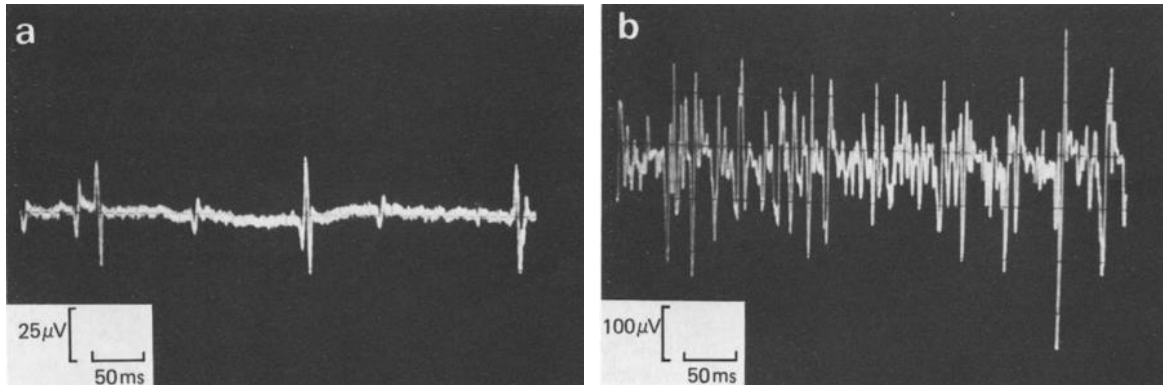


Figura Nro.4: Señales de electromiografía del músculo humano “soleus” obtenidas con electrodos de superficie bipolar. (a) Contracción muy ligera, potenciales separados de la unidad motora son visibles. (b) Contracción fuerte, se muestra un patrón de interferencia. Los potenciales de la unidad motora no son perceptibles
(Fuente: Hof, 1984)

Hof, 1984, considera que la medición de voltaje de un músculo A no es solo la que se obtiene de dicho músculo, se debe considerar la “señal de difonía” del músculo B, esto es debido a que las señales de los músculos A y B respectivamente son señales estocásticas no relacionadas.

$$E = (E_A^2 + E_B^2)^{1/2}$$

Los elementos del preprocesamiento de las señales de electromiografía se aprecian en la siguiente figura.

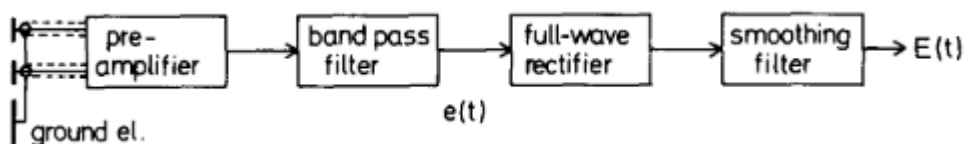


Figura Nro. 5: Diagrama de bloques del preprocesamiento de la electromiografía
(Fuente: Hof, 1984)

ELECTROMIOGRAFÍA Y LA FUERZA MUSCULAR

La electromiografía es la medida de las señales eléctricas asociadas a la actividad muscular. La señal obtenida es un indicador de la señal eléctrica asociada con una serie de eventos relacionados con la generación de fuerza muscular. La unidad funcional dentro de un músculo responsable de responder a la actividad eléctrica y producir fuerza es la unidad motora (Challis, 2020).

En la siguiente figura se muestra una respuesta en voltaje del accionar del músculo tibialis anterior.



Figura Nro. 6: EMG
(Fuente: Hof, 1984)

Un número de métodos cinemáticos y no invasivos se proponen para estimar actividades musculares requiriendo aparatos de medida especiales tales como, dinamómetros iso cinéticos, lo cual implica que dichos métodos no sean adecuados para poder aplicados diariamente en pacientes y en operaciones fuera del laboratorio (Su et al., 2020).

En el método de estudio de la electromiografía es necesario adaptar al equipo de obtención de datos por electromiografía un amplificador y filtros, los cuales permitirán amplificar la señal de menos de 1mV, disponer en la entrada una alta impedancia, alta relación de rechazo de modo común, filtrado de baja y alta frecuencia, y permite obtener frecuencias entre 10 y 1000 Hz (Rodríguez, 2009).

MODELOS MUSCULOESQUELÉTICOS EN OPENSIM

Los modelos musculoesqueléticos basados en gráficos permiten analizar la capacidad funcional de los músculos y el mejoramiento en los diseños de los procedimientos quirúrgicos, dichos modelos son herramientas efectivas para visualizar el movimiento humano

OpenSim ha creado diferentes modelos musculoesqueléticos, entre los principales se mencionan los siguientes:

GAIT 2392 AND 2354 MODELS

Modelo de la extremidad baja con dos piernas y un segmento de torso agrupado. Incluye 23 grados de libertad. El modelo 2393 tiene 92 actuadores músculo-tendón, mientras que el modelo 2354 tiene 54 actuadores músculo-tendón (OpenSim Documentation, 2017).

LOWER LIMB MODEL 2010

Modelo de la extremidad del miembro inferior, es un modelo de tipo “Hill” para 44 compartimientos músculo-tendón (OpenSim Documentation, 2017).

FULL BODY RUNNING MODEL

Modelo que contiene 12 segmentos de 29 grados de libertad, cada extremidad inferior en este modelo tiene 5 grados de libertad, la cadera es modelada como una junta “ball-and-socket” con 3 grados de libertad, la rodilla es modelada como una junta con 1 grado de libertad y el movimiento lumbar es modelados como una junta “ball-and-socket” con 3 grados de libertad. Dispone de 92 actuadores musculoesqueléticos de las extremidades inferiores y el torso y la dinámica del movimiento del brazo. Cada brazo consiste de 5 grados de libertad, el hombro es modelado como una junta “ball-and-socket” con 3 grados de libertad, el codo y la rotación del antebrazo son cada una modeladas como un junta de revolución con 1 grado de libertad (OpenSim Documentation, 2017).



Figura Nro.7: Full Body Running Model
(Fuente: OpenSim Documentation, 2017)

LOWER EXTREMITY MODEL

El modelo tiene 7 segmentos y 7 grados de libertad de la extremidad inferior. Se puede examinar como los cambios quirúrgicos en la geometría musculoesquelética y en la arquitectura de los músculos afectan la fuerza muscular y el momento que se genera sobre las juntas (OpenSim Documentation, 2017).

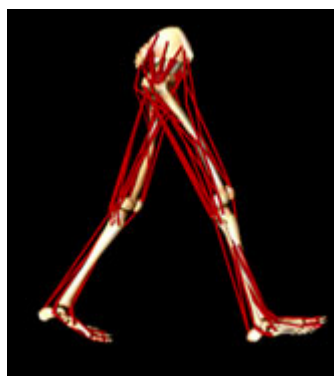


Figura Nro. 8: Lower Extremity Model
(Fuente: OpenSim Documentation, 2017)

DEFORMABLE LOWER EXTREMITY MODEL

Este modelo caracteriza la geometría de la pelvis, fémur y la tibial proximal, la cinemática de la cadera y las articulaciones tibio femorales, y las trayectorias de los isquiotibiales mediales, el iliopsoas y los músculos aductores para un hombre adulto de tamaño promedio. El fémur del modelo se puede modificar para representar ángulos de anteversión de 0° a 60° , ángulos cuello-diáfisis de 110° a 115° y longitudes de cuello de 35mm a 60mm (OpenSim Documentation, 2017).

HUMAN NECK MODEL

Los músculos del cuello generan los movimientos de la cabeza y ayudan a mantener la estabilidad de la columna cervical. Se han usado cantidades descriptivas de la arquitectura de los músculos y la geometría musculoesquelética para desarrollar el modelo biomecánico del cuello humano. El modelo caracteriza

el movimiento de los brazos, capacidades de generación de fuerza y momento de 19 músculos individuales sobre rangos fisiológicos de flexión, extensión, rotación axial y flexión lateral (OpenSim Documentation, 2017).

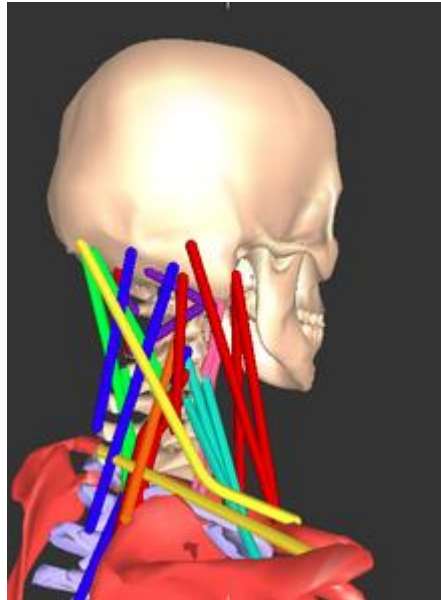


Figura Nro. 9: Modelo del cuello humano
(Fuente: OpenSim Documentation, 2017)

OPENSIM MODEL GAIT 2392

OpenSim es un software libre en el cual se puede desarrollar modelos de estructuras musculoesqueléticas, se puede crear simulaciones dinámicas de movimientos y se puede controlar y analizar el sistema neuromusculoesquelético, de esta manera se puede conocer como los músculos contribuyen para que el esqueleto se mantenga firme, de igual manera se puede estimar la fuerza muscular requerida para la actividad de la caminata y permite analizar parámetros de fuerza muscular en las cirugías (Qualisysis et al., 2021).

El modelo OpenSim 2392 es una representación computacional tridimensional del sistema musculoesquelético humano que cuenta con 23 grados de libertad. Para capturar la complejidad de los músculos y las articulaciones, este modelo utiliza 92

actuadores musculoesqueléticos para representar un total de 76 músculos en las extremidades inferiores y el torso. En cuanto a la estructura anatómica, el modelo se compone de siete segmentos que conforman la extremidad inferior, y se establecen marcos de referencia en cada uno de estos segmentos.

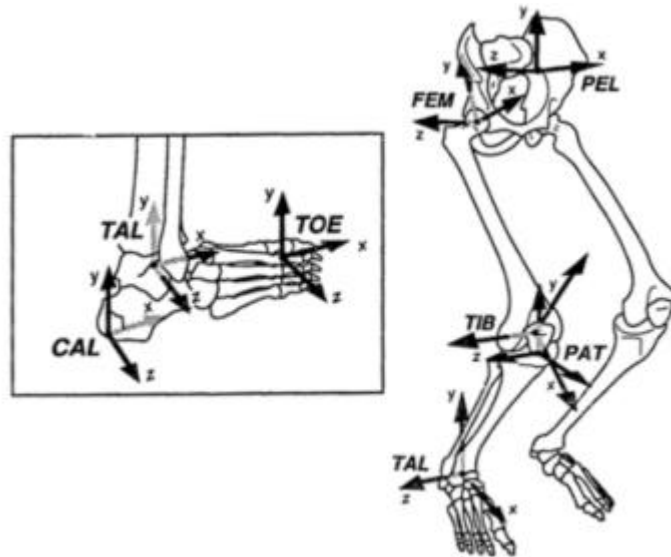


Figura Nro. 10: Ubicación de los marcos de referencia en el miembro inferior
(Fuente: Reichert, 2018)

El modelo puede ser usado y modificado en OpenSim, se puede calcular la fuerza isométrica máxima y se puede determinar el momento de una junta que un músculo puede desarrollar en cualquier posición del cuerpo, se puede estudiar como los cambios quirúrgicos en la geometría musculoesquelética y en los parámetros musculo-tendones pueden afectar la capacidad de generación de momento de los diferentes músculos en el cuerpo humano. La generación de músculos permite simulaciones caminando y corriendo para analizar cómo los músculos contribuyen a el movimiento. (OpenSim Documentation, 2017).

TIPO DE ARCHIVOS DE DATOS EN OPENSIM

Archivo de marcadores *.trc

El archivo *.trc es un formato que fue creado por la corporación de análisis de movimiento (Motion Analysis Corporation) para especificar las posiciones de los marcadores en el sujeto de prueba en diferentes tiempos de la captura del movimiento.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	PathFileType	4	(X/Y/Z)	subject01_walk1.trc							
2	DataRate	CameraRate	NumFrame	NumMarker	Units	OrigDataRate	OrigDataStart	OrigNumFrames			
3	60	60	151	41	mm	60	1	151			
4	Frame#	Time	R.ASIS			L.ASIS			V.Sacral		
5			X1	Y1	Z1	X2	Y2	Z2	X3	Y3	Z3
6											
7	1	0	617.2476	1055.275	170.782	639.6064	1044.258	-88.9098	430.8698	1051.265	29.96675
8	2	0.017	617.9981	1053.218	168.5132	641.2362	1042.279	-90.9321	432.3406	1050.237	26.84679
9	3	0.033	620.2922	1051.771	165.8594	643.5969	1041.061	-94.3072	434.0994	1049.341	23.81936
10	4	0.05	621.5404	1050.552	163.5325	646.751	1040.357	-96.8619	436.2799	1048.707	20.95202
11	5	0.067	624.5884	1050.928	161.2461	649.2542	1041.425	-98.4846	438.8279	1048.451	18.27267
12	6	0.083	628.1586	1051.42	158.449	652.0413	1043.047	-101.857	441.5721	1048.661	15.77033
13	7	0.1	630.8077	1051.997	155.2827	654.9434	1045.552	-104.843	444.3065	1049.388	13.38743
14	8	0.117	634.3573	1053.599	151.4853	656.4641	1048.435	-108.355	446.8308	1050.622	11.01402
15	9	0.133	636.5861	1055.257	148.4605	658.6814	1051.142	-111.496	448.9522	1052.288	8.53319
16	10	0.15	637.7393	1057.854	144.7163	660.5299	1054.053	-115.065	450.4998	1054.274	5.88769
17	11	0.167	641.1205	1061.534	141.7923	660.9385	1056.793	-118.132	451.3738	1056.487	3.10521
18	12	0.183	639.2092	1064.014	139.1092	661.4692	1059.865	-121.665	451.5914	1058.87	0.30398
19	13	0.2	638.7126	1066.868	136.0764	660.8687	1062.08	-124.354	451.2673	1061.385	-2.33073
20	14	0.217	637.3173	1069.55	132.9661	659.445	1063.64	-127.404	450.541	1064.004	-4.64114
21	15	0.233	638.4186	1073.622	129.3261	658.3495	1065.388	-130.495	449.53	1066.674	-6.58013
22	16	0.25	636.3315	1076.927	126.8425	656.0563	1067.726	-132.951	448.2979	1069.277	-8.18572
23	17	0.267	635.9924	1080.684	123.9682	653.9274	1068.169	-136.448	446.8214	1071.651	-9.50067
24	18	0.283	635.0154	1083.035	121.0605	650.751	1069.307	-138.600	445.0375	1073.645	-10.55

Figura Nro.11: Ejemplo de un formato *.trc
(Fuente: Qualisysis et al., 2021)

Cada fila de datos contiene un número de fotogramas seguido de un valor de tiempo y de coordenadas (x, y, z) de cada marcador.

Archivo de movimientos *.mot

El archivo de formato *.mot fue creado por los desarrolladores de SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling). El encabezado de movimiento puede presentarse en dos formas: (1) solo encabezado SIMM o (2) encabezado OpenSim y SIMM.

```
subject01_walk1_grf.mot
version=1
datacolumns 19
datarows 9009
range 0.000000 15.013300
endheader
```

Figura Nro.12: Ejemplo de un formato *.mot
(Fuente: OpenSim Documentation, 2017)

La primera línea debe empezar con el nombre seguido de un espacio y a continuación el nombre del archivo *.mot., la siguiente línea debe contener las *datacolumns*, un espacio y después el número total de columnas de datos. La siguiente línea *datarows* debe contener las filas de datos. Una línea posterior debe contener un rango, un espacio, el primer valor de tiempo en la columna de tiempo, un espacio y luego el último valor de tiempo en la columna de tiempo. Opcionalmente, se podrían incluir otros comentarios en líneas posteriores. El endheader de línea final indica el final del encabezado.

Archivos de almacenamiento *.sto

El archivo de formato *.sto fue creado por los desarrolladores de OpenSIM, este formato es bastante similar al formato *.mot, excepto por dos diferencias:

1. Los valores de tiempo en la columna de tiempo de un archivo *.sto no tienen que estar espaciados uniformemente
2. La primera columna de un archivo *.sto debe contener tiempo, mientras que un archivo *.mot puede contener otras cantidades en la primera columna

Archivos *.c3d

El formato más usado para recolectar datos en biomecánica es el .c3d, el cual es un formato flexible que puede almacenar marcadores, fuerzas, etc. Este formato almacena los datos en formato binario y se requiere de conocimiento en el ámbito para poderlos entender. A partir de OpenSim 4.0, está disponible la lectura y conversión de C3D a formatos OpenSim.

Se puede utilizar un código de Matlab para procesar un archivo *.c3d obteniendo los archivos *.trc y *.mot, archivos que se pueden ingresar en OpenSim para realizar análisis utilizando las herramientas de cinemática y dinámica inversa.

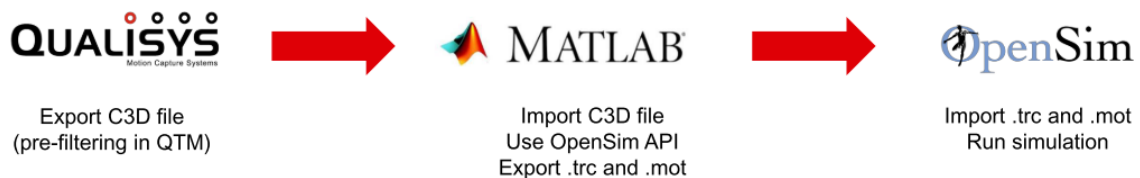


Figura Nro. 13: Importación de archivos *.c3d a OpenSim utilizando Matlab, (Fuente: Qualisysis et al., 2021)

En el presente estudio se utilizan archivos *.trc.

“GRAND CHALLENGE COMPETITION TO PREDICT IN VIVO KNEE LOADS”

La American Society of Mechanical Engineers organiza el “Grand Challenge Competition to Predict in Vivo Knee Loads”, competencia que consiste de una serie de seis competencias (Reichert, 2018). El objetivo de la competición es dar avance en el campo del modelamiento musculoesquelético a través de la evaluación de músculos y fuerzas de contacto estimadas en la rodilla durante el ciclo de la caminata usando datos que se han obtenido de un paciente con un implante de rodilla para medir fuerzas. Los competidores tienen acceso a la fuerzas de contacto de la tibia, datos de movimiento, fuerzas de reacción de piso, EMG, esfuerzo muscular e imágenes estáticas y dinámicas (Fregly et al., 2010). Los conjuntos de datos de todas las competencias están disponibles para los investigadores y pueden ser usadas para validación de modelos (Reichert, 2018).

Los datos de la competición que se utilizan para la validación de la EMG son los datos de EMG de los músculos que están incluidos en la carpeta de “Motion data” de la competición.

La información de los individuos de la competencia de ASME se presenta en la tabla la Figura Nro. 14. En el presente trabajo se utilizan los datos de la cuarta competición.

Description	3rd Competition	4th Competition	5th Competition	Mean
Subject	SC	JW	PS	
Height /cm	167	168	180	171.7 ± 7.2
Weight /kg	78.4	66.7	75	73.4 ± 6.0
Instrumented knee side	left	right	left	
Gender	female	male	male	

Figura Nro. 14: Información de los individuos para el “Grand Challenge Competition to Predict in Vivo Knee Loads”
(Fuente: Reichert, 2018)

CAPÍTULO II: METOLOGÍA

VALIDACIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO

La verificación y la validación de los resultados obtenidos en ciertas ocasiones han representado el mayor obstáculo para que dichos resultados tengan un gran impacto y adopción, más sin embargo, Hicks et al, definió parámetros para establecer una guía práctica para que investigadores y clínicos puedan emplear para evaluar la exactitud y la credibilidad de los estudios, para ello se definen siete etapas de verificación y validación para la simulación y el modelamiento de sistemas musculoesqueléticos.

Step	Description
1)	Formulate a research question that a model and simulation can answer
2)	Prototype your methods and create a verification and validation plan
3)	Verify your software
4)	Validate your results by comparing your model and simulation to independent experiments and other methods
5)	Test the robustness of the study by evaluating the sensitivity of your results to model parameters and other modeling choices
6)	Document and share your model and simulation to independent experiments and other models
7)	Generate predictions and hypotheses that can be tested in the real world

Figura Nro. 15: Etapas de verificación y validación para la simulación y el modelamiento de sistemas musculoesqueléticos
(Fuente: Reichert, 2018)

Aún asumiendo que todas las fuerzas musculares estimadas corresponden a las fuerzas de contacto de las juntas obtenidas, no significa que las fuerzas musculares han sido distribuidas correctamente entre los músculos (Reichert, 2018).

En el estudio de marcha humana, se valida los resultados experimentales por fotogrametría y el modelo desarrollado en OpenSim por el autor de este proyecto. Además, se plantea un modelo teórico de péndulo doble que es comparado con los cálculos de cinemática inversa en las variables de posición angular θ_1 y θ_2 que corresponden a los ángulos del movimiento de flexo-extensión de la rodilla y de la cadera.

MODELO DE PÉNDULO DOBLE

La caminata del ser humano se puede predecir si se considera al miembro inferior como una configuración de doble péndulo. Se fija un punto en la cadera, el primer punto móvil se encuentra en la rodilla y el segundo punto móvil se encuentra a la altura del tobillo. El fémur y la tibia representan las conexiones entre los tres puntos. La configuración de un péndulo doble tiene una apariencia de un sistema mecánico simple, sin embargo, su comportamiento es impredecible y complejo, por lo cual posee una naturaleza caótica, Figura Nro. 16. El péndulo doble se forma al unir dos péndulos juntos, donde el pivote del segundo péndulo se encuentra en el extremo del primer péndulo. Esto implica que ambos péndulos están suspendidos libremente, permitiendo que oscilen en el mismo plano., Figura Nro. 17 , (Chen, 2008).

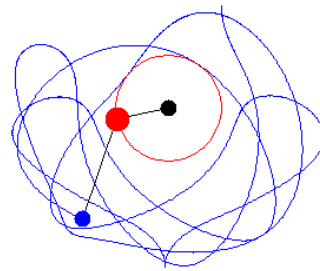


Figura Nro. 16: Péndulo doble
(Fuente: Chen, 2008)

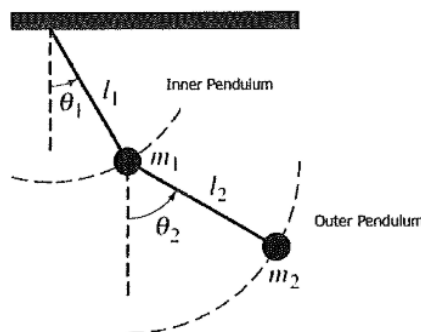


Figura Nro. 17: Trayectoria del péndulo doble
(Fuente: WolframResearch, 2007)

DERIVADAS DE LAS ECUACIONES DE MOVIMIENTO DEL PÉNDULO DOBLE

Utilizando ecuaciones diferenciales ordinarias de segundo orden, el método de Lagrange y las ecuaciones diferenciales Euler-Lagrange, se puede describir el movimiento del péndulo doble.

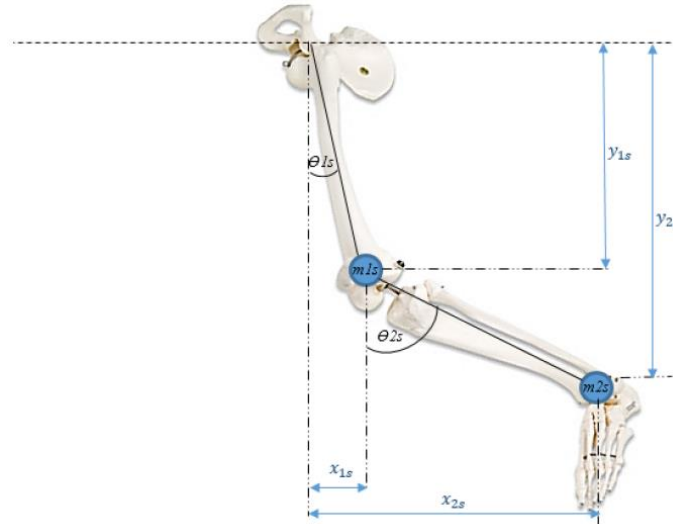


Figura Nro. 18: Miembro inferior en configuración como péndulo doble
(Fuente: Camargo et al., 2020)

Los ángulos que se analizan durante el movimiento de la marcha humana son: θ_1 y θ_2 . Con el ángulo θ_1 se analiza el movimiento de la cadera “hip flexion”, mientras que con el ángulo θ_2 se analizan los movimientos de flexión y extensión.

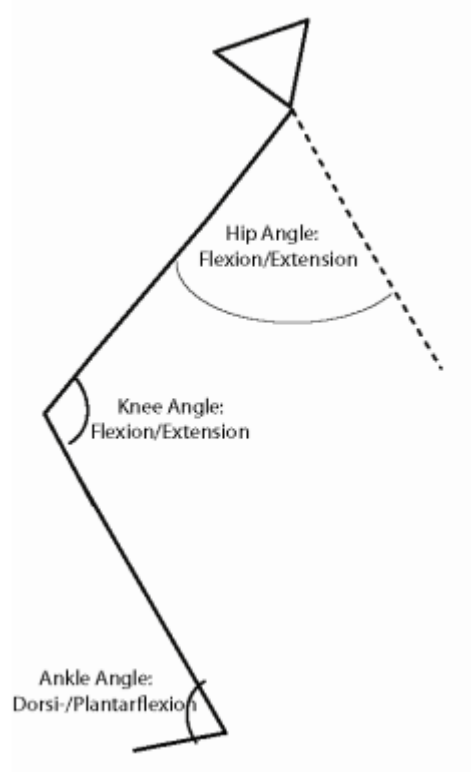


Figura Nro. 19: Ángulos de las articulaciones de la cadera y de la rodilla
(Fuente: Vrints et al., 2011)

Definidos los ángulos para análisis se procede a determinar las ecuaciones de movimiento considerando el miembro inferior de análisis como una configuración péndulo doble.

Posiciones

$$x_1 = l_1 \sin \theta_1 \tag{1}$$

$$y_1 = -l_1 \cos \theta_1 \tag{2}$$

$$x_2 = x_1 + l_2 \sin \theta_2 = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2 \tag{3}$$

$$y_2 = y_1 - l_2 \cos \theta_2 = -l_1 \cos \theta_1 - l_2 \cos \theta_2 \tag{4}$$

Velocidades

$$\dot{x}_1 = l_1 \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 \tag{5}$$

(6)

$$\dot{y}_1 = l_1 \dot{\theta}_1 \sin \theta_1$$

(7)

$$\dot{x}_2 = \dot{x}_1 + l_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 = l_1 \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 + l_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2$$

(8)

$$\dot{y}_2 = \dot{y}_1 + l_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 = l_1 \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 + l_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2$$

La energía cinética total T de un sistema de doble péndulo es el resultado de la suma de las energías cinéticas de cada componente, x_1, y_1, x_2, y_2 .

(9)

$$T = \frac{1}{2} m_1 (\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + \frac{1}{2} m_2 (\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2)$$

Sustituyendo las ecuaciones de las velocidades, 5,6,7 y 8, en la ecuación 9, se obtiene la energía cinética T en términos de θ_1 y θ_2 .

(10)

$$T = \frac{1}{2} (m_1 + m_2) l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 l_2^2 \dot{\theta}_2^2 + m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos (\theta_1 - \theta_2)$$

La energía potencial $U = mgh$ puede ser expresada cuando el péndulo está en su posición de equilibrio, $\theta_1 = \theta_2 = 0$.

(11)

$$U = m_1 g y_1 + m_2 g y_2$$

Sustituyendo las ecuaciones 3 y 4 en la ecuación 11, la ecuación de la energía potencial es la siguiente:

(12)

$$U = -g((m_1 + m_2) l_1 \cos \theta_1 + m_2 l_2 \cos \theta_2)$$

El método de Lagrange,

(13)

$$L = T - U$$

Sustituyendo las ecuaciones 10 y 12 en la ecuación 13, se obtiene lo siguiente:

$$L = \frac{1}{2}(m_1 + m_2)l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_2l_2^2\dot{\theta}_2^2 + m_2l_1l_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + g((m_1 + m_2)l_1 \cos\theta_1 + m_2l_2 \cos\theta_2) \quad (14)$$

Una vez obtenido L , para su solución se puede aplicar la ecuación de *Euler-Lagrange* en términos de coordenadas generalizadas.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = 0 \quad (15)$$

Donde $i = 1, \dots, n$ y q_i representa la coordenada general i th. El número de coordenadas generales n es igual al número de grados de libertad del sistema (Chen, 2008). En el caso del péndulo doble, existen dos grados de libertad, $q_1 = \theta_1$ y $q_2 = \theta_2$.

Para θ_1 , la ecuación Euler-Lagrange es la siguiente:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = 0 \quad (16)$$

Separando los términos se obtiene,

$$\frac{\partial L}{\partial \theta_1} = -m_2l_1l_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) - l_1g(m_1 + m_2)\sin\theta_1 \quad (17)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) = \frac{d}{dt} ((m_1 + m_2)l_1^2\dot{\theta}_1 + m_2l_1l_2\dot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)) \quad (18)$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) = (m_1 + m_2)l_1^2\ddot{\theta}_1 + m_2l_1l_2(\ddot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) - \dot{\theta}_2(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)\sin((\theta_1 - \theta_2))) \quad (19)$$

Reemplazando las ecuaciones 17 y 19 en la ecuación 16, se obtiene la siguiente ecuación:

$$(20)$$

$$(m_1 + m_2)l_1\ddot{\theta}_1 + m_2l_2\ddot{\theta}_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + m_2l_2\dot{\theta}_2^2 \sin(\theta_1 - \theta_2) + (m_1 + m_2)g\sin\theta_1 = 0$$

Realizando el mismo procedimiento de Euler-Lagrange para θ_2 , es decir:

(21)

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} = 0$$

Se obtiene la siguiente ecuación:

(22)

$$m_2l_2\ddot{\theta}_2 + m_2l_1\ddot{\theta}_1 \cos(\theta_1 - \theta_2) - m_2l_1\dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_1 - \theta_2) + m_2g\sin\theta_2 = 0$$

Se plantea un sistema de cuatro ecuaciones de primer orden a partir de las ecuaciones 20 y 22 para que las mismas puedan ser resueltas numéricamente,

$$\omega_1 = \dot{\theta}_1$$

$$\omega_2 = \dot{\theta}_2$$

$$\dot{\omega}_1 = \frac{m_2l_1\omega_1^2 \sin(2\Delta\theta) + 2m_2l_2\omega_2^2 \sin\Delta\theta + 2gm_2\cos\theta_2\sin\Delta\theta + 2gm_1\sin\theta_1}{-2l_1(m_1 + m_2\sin^2\Delta\theta)}$$

$$\dot{\omega}_2 = \frac{m_2l_2\omega_2^2 \sin(2\Delta\theta) + 2(m_1 + m_2)l_1\omega_1^2 \sin\Delta\theta + 2g(m_1 + m_2)\cos\theta_1\sin\Delta\theta}{2l_2(m_1 + m_2\sin^2\Delta\theta)}$$

Obtenidas las ecuaciones que definen el movimiento del péndulo doble, se realizan operaciones aritméticas, operaciones de identidades trigonométricas y ciertas consideraciones para restringir el movimiento del sistema del péndulo doble y se pueda simular el movimiento de la marcha humana.

El sistema de ecuaciones de primer orden, se utiliza el solver ode45 (solver para ecuaciones diferenciales no rígidas; método de orden intermedio) de Matlab para solucionarlo. Se obtienen los ángulos θ_1 y θ_2 . Las gráficas de movimiento de los ángulos θ_1 y θ_2 se muestran continuación. El ángulo θ_1 define el movimiento de la cadera y el ángulo θ_2 define el movimiento de flexión y extensión de la rodilla.

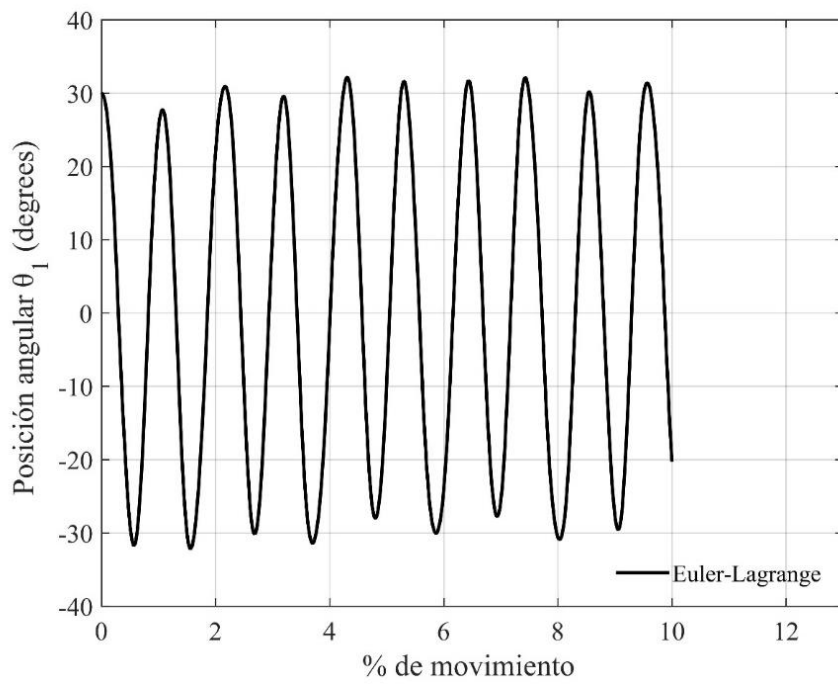


Figura Nro. 20: Trayectoria de flexo-extensión de la cadera, θ_1
(Fuente: Propia)

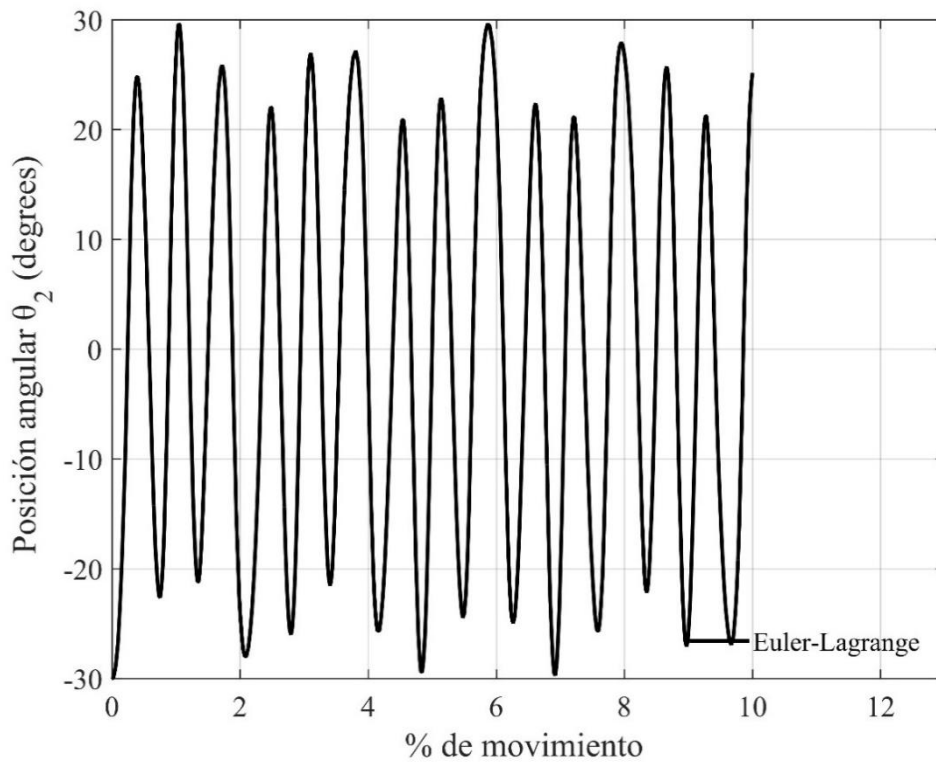


Figura Nro. 21: Trayectoria de flexión y extensión de la rodilla, θ_2
(Fuente: Propia)

EXPERIMENTOS Y PROCESAMIENTOS DE DATOS

Los experimentos se realizan en el Laboratorio de Bioingeniería del Departamento de Ingeniería Mecánica de la EPN.

El software utilizado para la captura de datos es el Kinescan, software, propiedad de la Universidad Politécnica de Valencia. Se utilizan 10 cámaras para grabar las trayectorias de los marcadores anatómicos, trayectorias que ayudarán a reconstruir el movimiento del ejercicio estudiado en OpenSim. Todas las medidas fueron obtenidas con 120 fps.

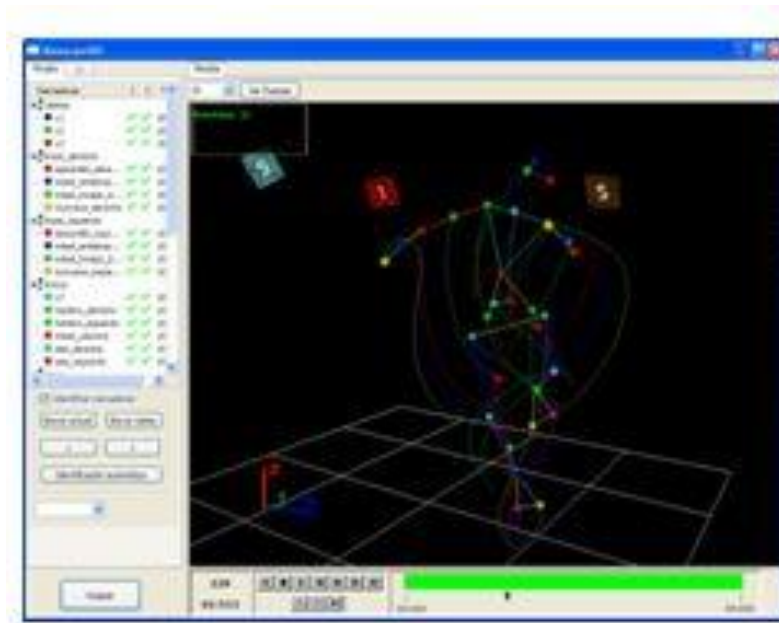


Figura Nro. 22: Software Kinescan
(Fuente: Propia)

Para poder capturar los datos de EMG experimentales se utiliza el equipo Trigno Avanti: sensores inerciales con EMG. Las características del equipo de EMG son las siguientes; ancho de banda: 10-850 Hz ó 20-450 Hz, voltaje: 22mV ó 11mV, rango de temperatura: 5°C – 45°C, masa: 14g, tiene nueve grados de libertad, el rango del acelerómetro es: 24Hz – 473Hz, el acelerómetro tiene tres grados de libertad, el rango del giroscopio está entre: 24Hz – 360Hz y tiene tres grados de libertad.



Figura No. 23: Equipo Trigno Avanti EMG
(Fuente: Propia)

PROTOCOLO E INSTRUMENTACIÓN DEL INDIVIDUO PARA FOTOGRAMETRÍA

Preparación de datos

Datos Experimentales

Las simulaciones que se realizan en el OpenSim son generadas a partir del movimiento humano, el cual es grabado y los datos obtenidos de las grabaciones son entradas para las herramientas del OpenSim (Cinemática Inversa, Dinámica Inversa, Optimización Estática y algoritmos de Control de Músculos Computarizados). Para obtener los registros experimentales para el análisis de movimiento es recomendable desarrollar y levantar protocolos de laboratorio en donde se consideren las ubicaciones de las cámaras y las referencias para las coordenadas de las plataformas de fuerza, de esta manera los datos que se obtengan serán más repetibles y serán más fáciles de procesarlos e importarlos a OpenSim.

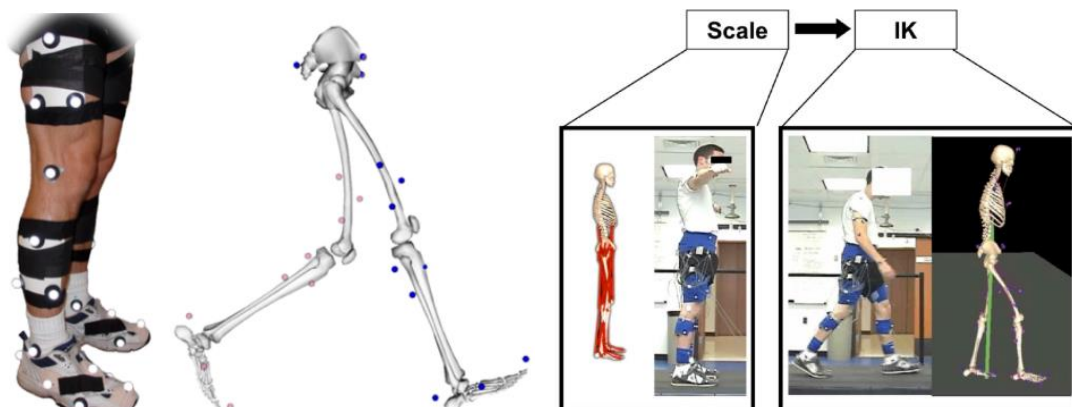


Figura Nro. 24: Modelo genérico y Cinemática Inversa
(Fuente: OpenSim Documentation, 2017)

Es necesario colocar al menos tres marcadores en cada cuerpo rígido a analizar, de esta manera se puede determinar por completo la posición y la orientación de los mismos. Como una regla general, se debe colocar suficientes marcadores en el individuo que permitan escalar y seguir cada segmento del cuerpo que se modelará (OpenSim Documentation, 2017).

Se cita la siguiente información relevante:

- Es necesario al menos tres marcadores no colineales para seguir el movimiento de 6 grados de libertad (posición y orientación) de un segmento de cuerpo;
- Colocar los marcadores en partes anatómicas que tengan poca piel y poco movimiento;
- Tomar varias fotos y grabar varios videos durante los experimentos, los mismos permitirán verificar la ubicación de los marcadores y otros factores para los datos que se están obteniendo;
- Tomar fotos de los individuos en posición estáticas. Estas fotos serán de gran ayuda para evaluar los resultados de la herramienta de escala.

Sistema de coordenadas

OpenSim usa el sistema convencional de coordenadas (X, Y, Z), por lo que es importante tomar en cuenta cuando se ingresan valores en el Software, usualmente

el sistema de coordenadas del laboratorio que se usa para captar el movimiento es: X representa la dirección hacia adelante, Y indica la dirección hacia la izquierda y Z señala la dirección ascendente.



Figura Nro. 25: Ejemplo del sistema de coordenadas
(Fuente: OpenSim Documentation, 2017)

Considerando las posiciones de los marcadores del modelo del OpenSim Gait 2392, se instrumenta al individuo y se procede a realizar los experimentos. Se utilizan 10 marcadores, los nombres de los marcadores se listan en la siguiente tabla.

Tabla Nro. 1: Marcadores utilizados en los experimentos de laboratorio

# MARCADOR	ABREVIACIÓN	NOMBRE DE MARCADORES
1	RASIS	Right Anterior Superior Iliac Spine
2	RTU	Right Thigh Upper
3	RTF	Right Thigh Front
4	RTR	Right Thigh Rear
5	RSU	Righth Shank Upper
6	RSF	Right Shank Front
7	RSR	Right Shank Rear
8	RH	Right Heel
9	RML	Right Midfoot Lateral
10	RTT	Righth Toe Tip

(Fuente: Propia)

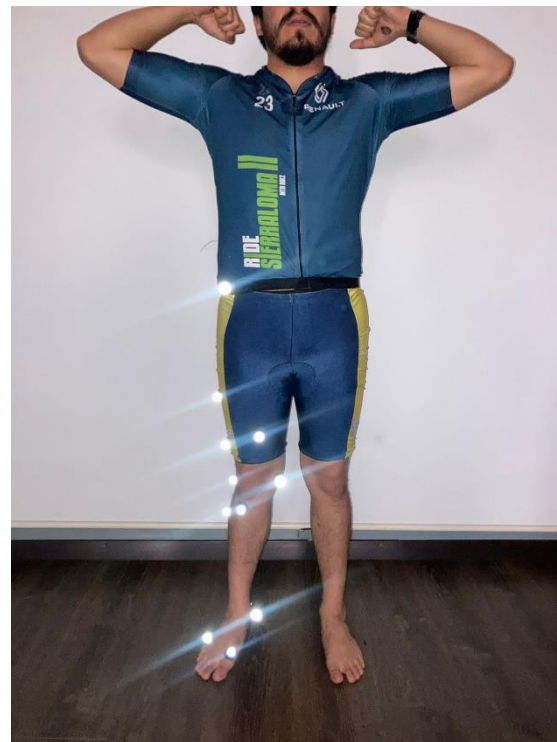


Figura Nro.26: Ubicación de los marcadores experimentales
(Fuente: Propia)

PROTOCOLO E INSTRUMENTACIÓN DEL INDIVIDUO PARA ELECTROMIOGRAFÍA

DM_smooth – Six overground gait trials with clean force plate strikes using a smooth gait pattern (Fregly et al., 2010), es el movimiento de la competencia “The Grand Challenge Competition to Predict Knee Loads” in Vivo, utilizado para realizar los experimentos en el laboratorio.

Uno de los músculos del movimiento de la competencia es el Tibialis Anterior. Las ubicaciones de los músculos están dados en (Perotto, 2011).

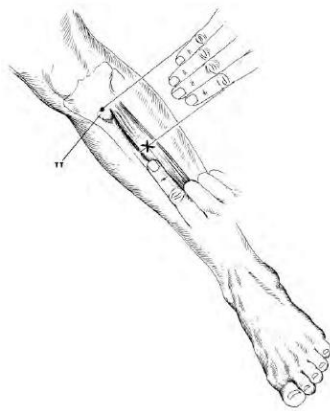


Figura Nro. 27: Tibialis Anterior
(Fuente: Perotto, 2011)

Se procede a identificar el músculo en el individuo y se coloca el sensor inercial en el músculo como se muestra a continuación.



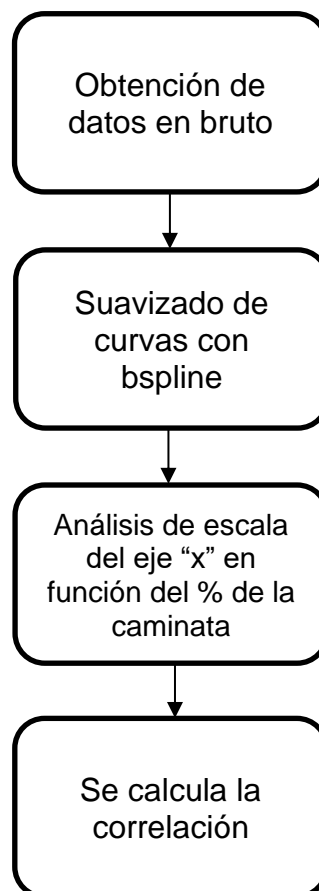
Figura Nro. 28: Tibialis Anterior en experimento
(Fuente: Propia)

Una vez colocado el sensor en el músculo, se procede a replicar el movimiento de la competencia (DM_smooth – Six overground gait trials with clean force plate strikes using a smooth gait pattern) y se obtienen los datos a través del software que dispone el equipo de EMG. Los datos que se obtienen tienen unidades de voltaje y se almacena en archivo *.txt.

PROCESAMIENTO DE LOS DATOS EXPERIMENTALES DE FOTOGRAMETRÍA

Los datos obtenidos son considerados como variables continuas, con el fin de evitar la reducción de la cantidad y calidad de la información grabada. De esta manera se analizan los datos utilizando la técnica del análisis de datos funcional en donde el movimiento puede ser representado como una función del tiempo (Reichert, 2018).

El procesamiento de los datos para un solo experimento, obtenidos con la técnica de la fotogrametría sigue las etapas que se muestran en el siguiente flujograma. El algoritmo está en el Anexo I y II.



PROCESAMIENTO DE DATOS DE EMG

No se frecuenta usar la señal bruta, por cual es necesario rectificar, y filtrar la señal para que pueda ser analizada.

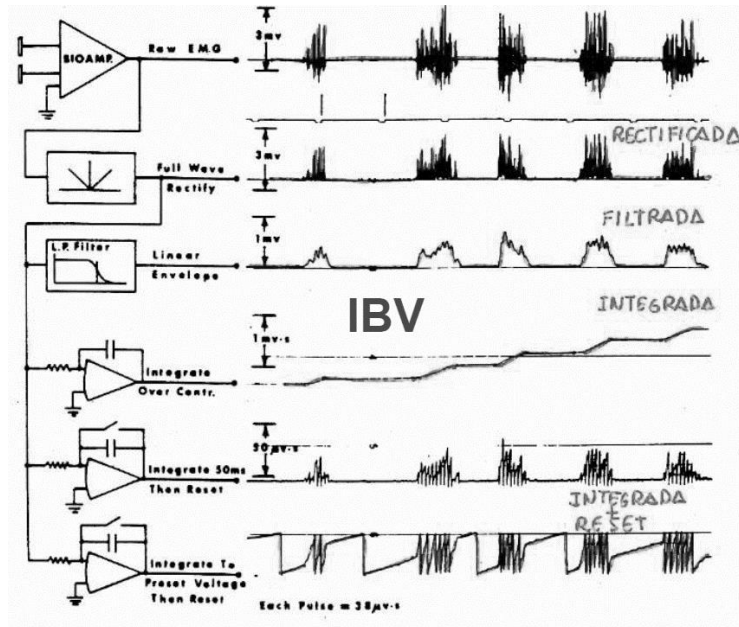
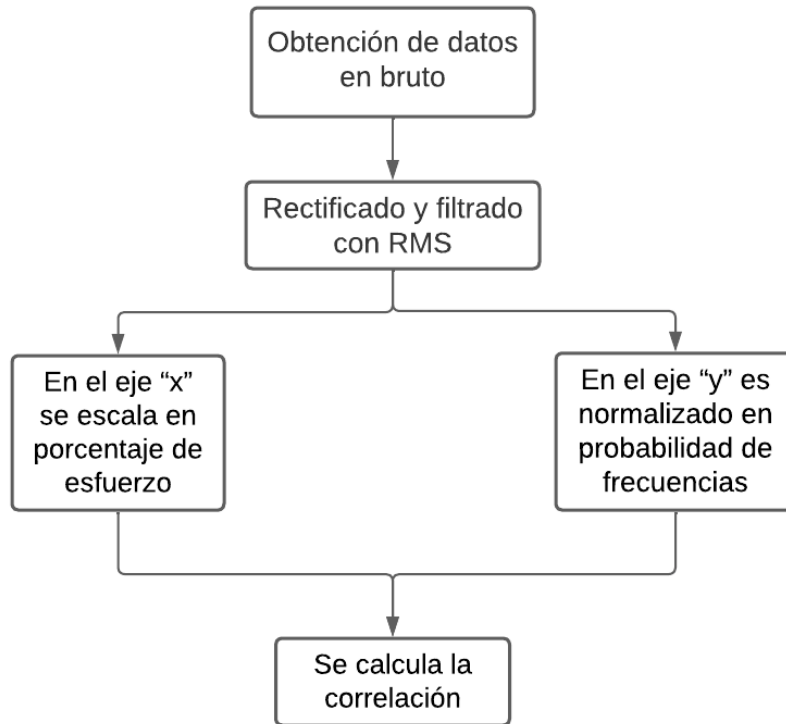


Figura Nro. 29: Secuencia de procesamiento de señales de EMG
(Fuente: Rodríguez, 2009)

La técnica que se utiliza para rectificar y filtrar es el RMS. Es importante considerar que no se mide la fuerza, se mide el nivel de activación eléctrica del músculo.

La señal de EMG “depende del número de unidades motoras activadas y de la frecuencia de activación”. Cuando el músculo se fatiga, aumenta el nivel de la señal y baja la frecuencia.

El procesamiento de los datos obtenidos con la técnica de la electromiografía sigue las etapas que se muestran en el siguiente flujograma. El algoritmo está en el Anexo III y IV.



MODELO ESTÁNDAR GAIT 2392 DE OPENSIM

Se identifican los 10 marcadores que se van a utilizar en los experimentos y se ubican en el modelo 2392 del OpenSim.

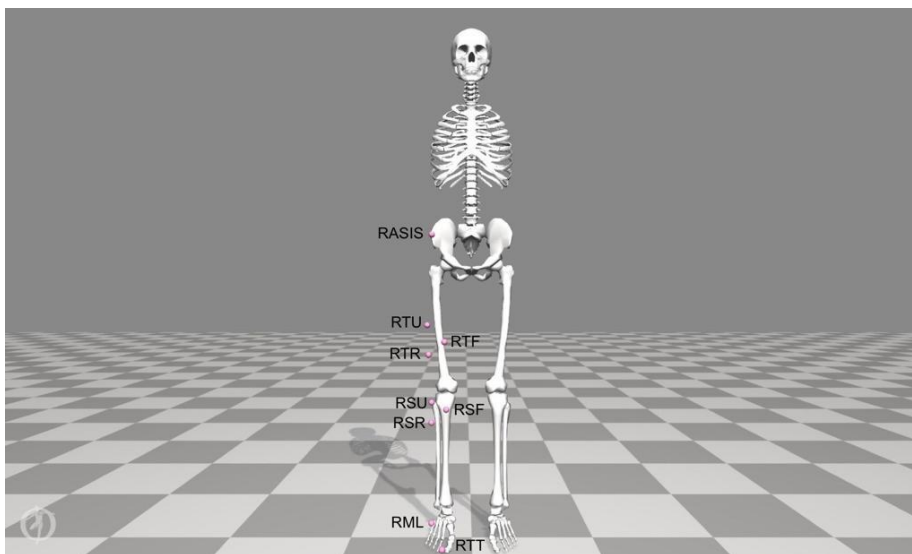


Figura Nro. 30: Ubicaciones y nombres de los marcadores en el modelo, frontal (Fuente: Propia)

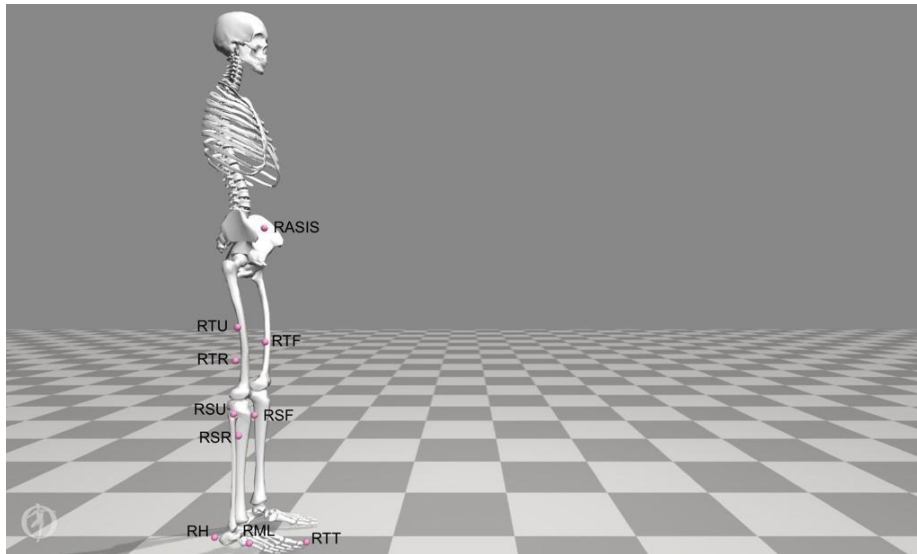


Figura Nro. 31: Ubicaciones y nombres de los marcadores en el modelo, lateral (Fuente: Propia)

ESCALAMIENTO

Para escalar el modelo de OpenSim se utiliza la herramienta de escala del mismo software, para ello es necesario el archivo *.trc que contenga las posiciones de los marcadores en la posición estática experimental. El archivo *.trc se ingresa en la herramienta de escala del software, esta operación ubica los marcadores experimentales en el modelo del OpenSim. Para dimensionar el modelo del OpenSim con los valores del individuo experimental es necesario obtener factores de escala para determinados huesos, en el presente trabajo los huesos son el fémur y la tibia. Se consideran los dos huesos debido a que en estudios de medicina, son el fémur y la tibia los huesos que están en función de la estura del individuo (Simon et al., 2023). Considerando la longitud de un mismo hueso en el modelo de OpenSim y en el individuo experimental, los factores de escala se determinan como la relación de longitud del hueso experimental y la longitud del hueso del modelo del OpenSim.

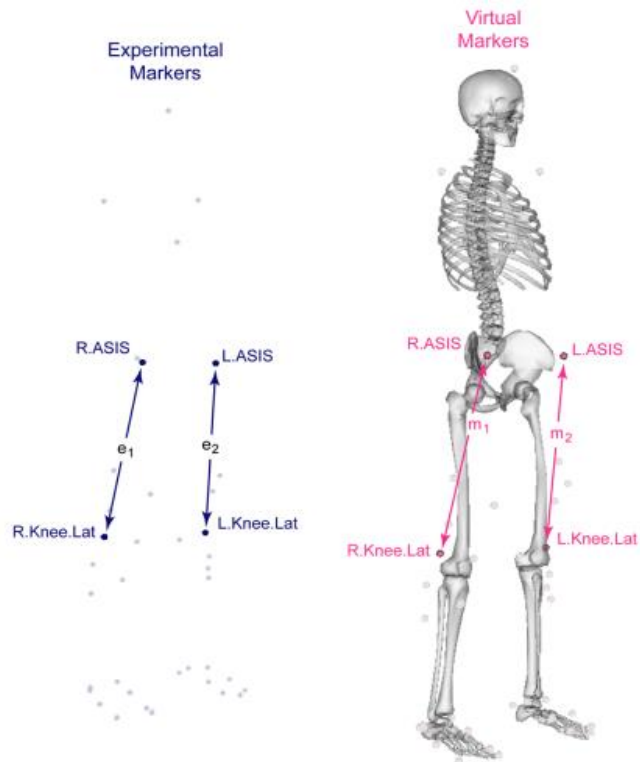


Figura Nro. 32: Marcadores experimentales y marcadores virtuales
(Fuente: OpenSim Documentation, 2017)

Para determinar la longitud de la tibia del modelo del OpenSim, se toma como referencia las posiciones de 2 marcadores (R.Knee.Med, R.Ankle.Med).

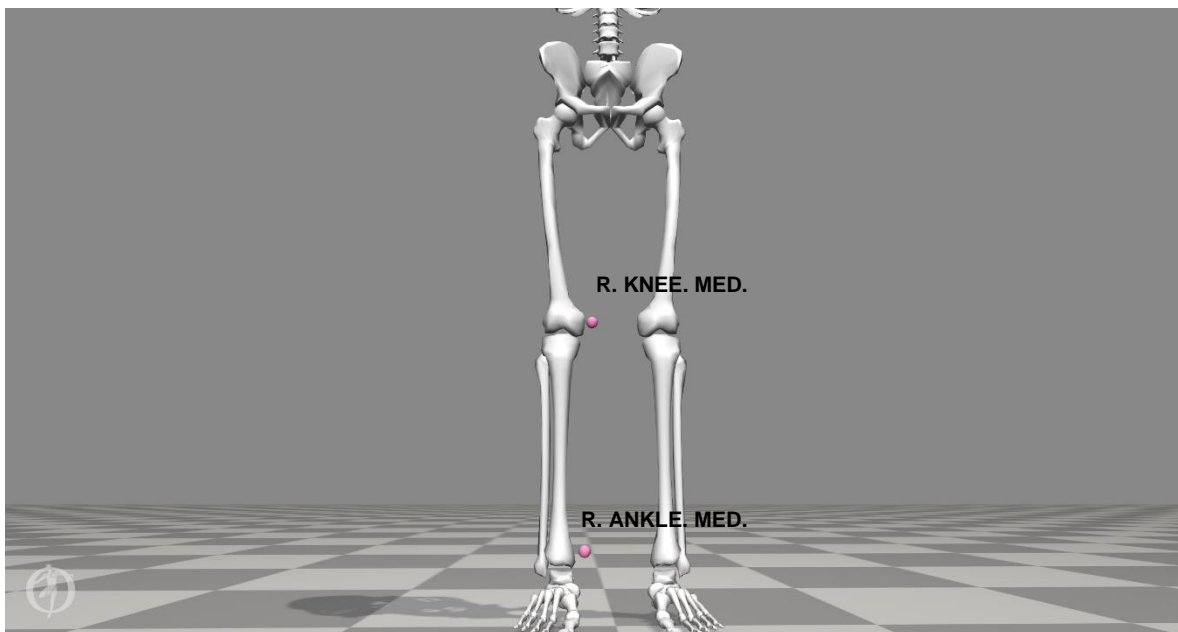


Figura Nro. 33: Marcadores referenciales para determinar la longitud de la tibia
(Fuente: Propia)

Utilizando los valores del eje “y” del documento “*subject01_static.trc*”, documento que se encuentra en la carpeta del modelo del opensim 2392 se determina la longitud de la tibia, resultando en este caso igual a 42cm.

Con el valor determinado de la tibia y utilizando la Tabla 3 del paper “*Body height estimation form automated length measurements on standing long leg radiographs using articial intelligence*”, se determina la longitud del fémur, siendo aproximadamente 53cm.

La altura del individuo con el cual se realizan los experimentos es 1.70m, utilizando la misma tabla (Tabla 3) (Simon et al., 2023), se determinan los valores para el fémur y para la tibia respectivamente de, 45.71cm y 35.69cm.

Utilizando la tabla proporcionada, es posible realizar estimaciones de altura a partir de las longitudes de los huesos.

Tabla Nro. 2: Ecuaciones de estimación de estatura basadas en las longitudes del fémur y la tibia

Variable	Male equation	Female equation
Femur	$2.078(femur) + 77.49$	$1.897(femur) + 79.81$
Tibia	$2.415(tibia) + 86.35$	$2.301(tibia) + 84.16$
Leg length	$1.201(leg\ length) + 73.92$	$1.112(leg\ length) + 75.80$
Femur + tibia	$1.212(femur + tibia) + 73.48$	$1.121(femur + tibia) + 75.45$

(Fuente : Simon et al., 2023)

CINEMÁTICA INVERSA

La cinemática inversa del OpenSim calcula los ángulos de las articulaciones comparando la orientación de los cuerpos adyacentes (Reichert, 2018). Esta herramienta utiliza los periodos de tiempo de los datos experimentales y coloca el modelo en la posición que mejor se ajusta a los marcadores experimentales y a los datos de coordenadas correspondientes en esos periodos de tiempo específicos.



Figura Nro. 34: Los marcadores experimentales son acoplados por los marcadores del modelo a lo largo del movimiento variando los ángulos de las articulaciones a través del tiempo
(Fuente: OpenSim Documentation, 2017)

La posición de mayor coincidencia con los marcadores minimiza la suma de los errores cuadráticos ponderados de los marcadores y de las coordenadas, problema que se resuelve con la herramienta de la cinemática inversa utilizando la siguiente ecuación(Reichert, 2018):

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(q)\|^2 + \sum_{j \in \text{unprescribed coords}} w_j (q_j^{\text{exp}} - q_j)^2 \right]$$

$$q_j = q_j^{\text{exp}} \text{ for all prescribed coordinates } j$$

Donde q es el vector de las coordenadas generalizadas, x_i^{exp} es la posición de los marcadores experimentales, $x_i(q)$ es la posición de los marcadores del modelo de OpenSim y q_j^{exp} es el valor experimental para las coordenadas j . En el presente trabajo se resuelve la cinemática inversa para el movimiento de trayectorias utilizando marcadores, no se consideran coordenadas.

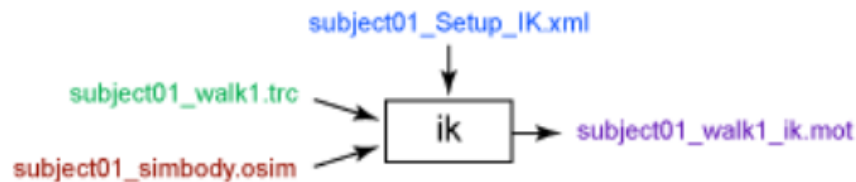


Figura Nro. 35: Archivos de entradas y salidas para la herramienta de la cinemática inversa del OpenSim
(Fuente: OpenSim documentation, 2017)

Los archivos que son necesarios ingresar en la herramienta de la cinemática inversa del OpenSim para que pueda ser resuelta son: subject01_simbody.osim, archivo que corresponde al modelo del OpenSim con el cual se va a trabajar, y el archivo: subject01_walk1.trc, archivo que contiene los datos experimentales obtenidos en el laboratorio. El archivo que se genera a partir de la herramienta de la cinemática inversa es un archivo *.mot, este archivo contiene los datos de los ángulos de las articulaciones.

CAPÍTULO III: RESULTADOS

COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LOS EXPERIMENTOS DE LA FOTOGRAMETRÍA CON LOS DATOS DEL MODELO ESTÁNDAR DEL OPENSIM GAIT 2392

Con la técnica de la fotogrametría se realiza un primer experimento, el cual permite realizar una comparación entre los datos experimentales y los datos generados en el OpenSim. Es así que, en el movimiento de flexión y extensión de la cadera, durante la flexión los valores de la posición angular θ_1 están entre 0° y -20° y en la extensión este rango está entre 0° y 20° ; mientras que experimentalmente, los valores de la posición angular θ_1 están entre 0° y 25° en el movimiento de la extensión, y en la flexión los valores del ángulo están entre 0° y -5° aproximadamente. El desfase que existe entre curvas es debido a que no se logra analizar con precisión el mismo punto, por lo cual se normaliza los datos de las trayectorias capturadas para poder continuar con el análisis estadístico.

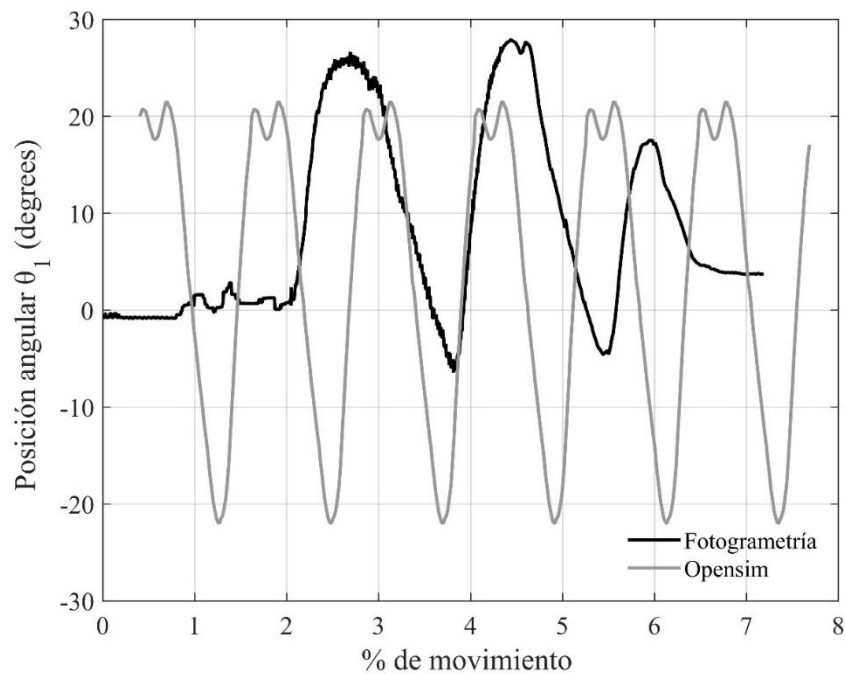


Figura Nro. 36: Posición angular, movimiento de flexo-extensión de la cadera (Fuente: Propia)

En los movimientos de flexión y extensión de la rodilla, los valores generados por el OpenSim para la flexión, correspondientes a la posición angular θ_2 están entre 0° y 20° , para la extensión están entre 5° y 70° . Experimentalmente se tiene, para la flexión, los valores de la posición angular θ_2 están entre 15° y 30° , y en la extensión, están entre 20° y 60° .

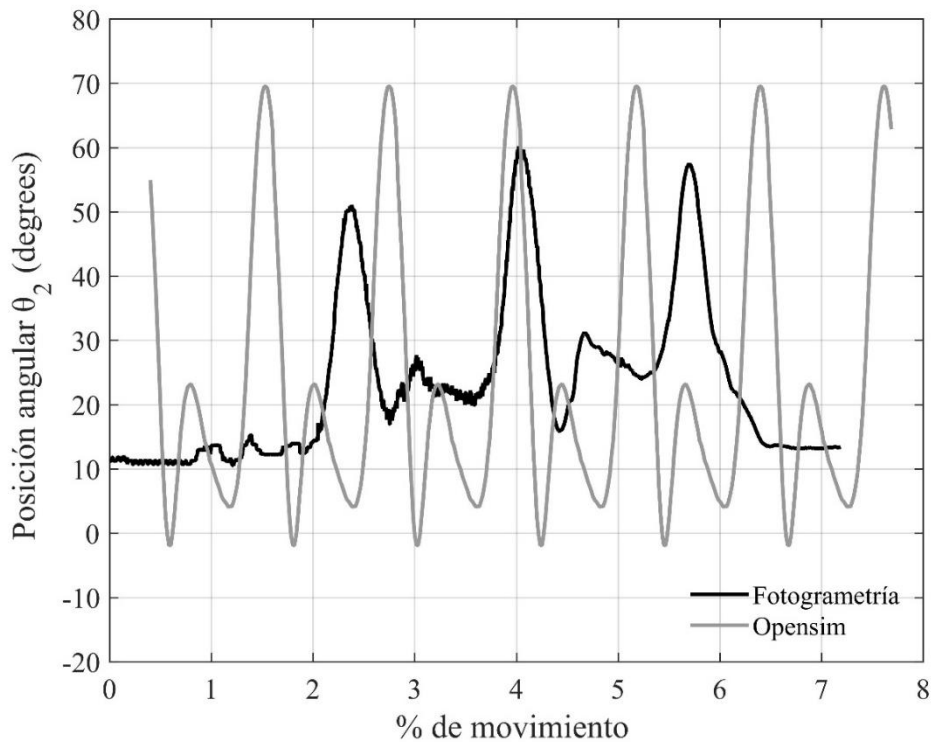


Figura Nro. 37: Posición angular, movimiento de flexo-extensión de la rodilla
(Fuente: Propia)

COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LOS EXPERIMENTOS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA CON LOS DATOS DEL GRAND CHALLENGE COMPETITIONS TO PREDICT IN VIVO KNEE LOADS

Con la técnica de la electromiografía se realiza una comparación entre los datos experimentales y los datos de la competencia de ASME. Antes, es necesario considerar que, para evaluar la actividad física se emplea un método en donde se estima la energía consumida a partir de la frecuencia cardiaca (FC), llamándose estimación del coste de la actividad física realizada. El indicador cardiaco que

representa mejor la carga física de trabajo utilizado es el coste cardiaco relativo (CCR) (Villar, 2018).

$$\text{Coste Cardico Relativo (CCR)} = \frac{FC_{\text{actividad}} - FC_{\text{reposo}}}{FC_{\text{máx.t}} - FC_{\text{reposo}}} \times 100$$

Para determinar el CCR, es necesario hacer una calibración cíclica, es decir antes de iniciar el experimento el individuo realizará una actividad física en la cual es importante, primero que el músculo a evaluar esté en completo reposo y, segundo, se pueda realizar un movimiento cíclico en donde se logre activar al máximo el músculo en estudio. De esta manera, se obtiene la siguiente gráfica y de la cual se pueden obtener los valores de la frecuencia cardiaca máxima y de la frecuencia cardiaca en reposo.

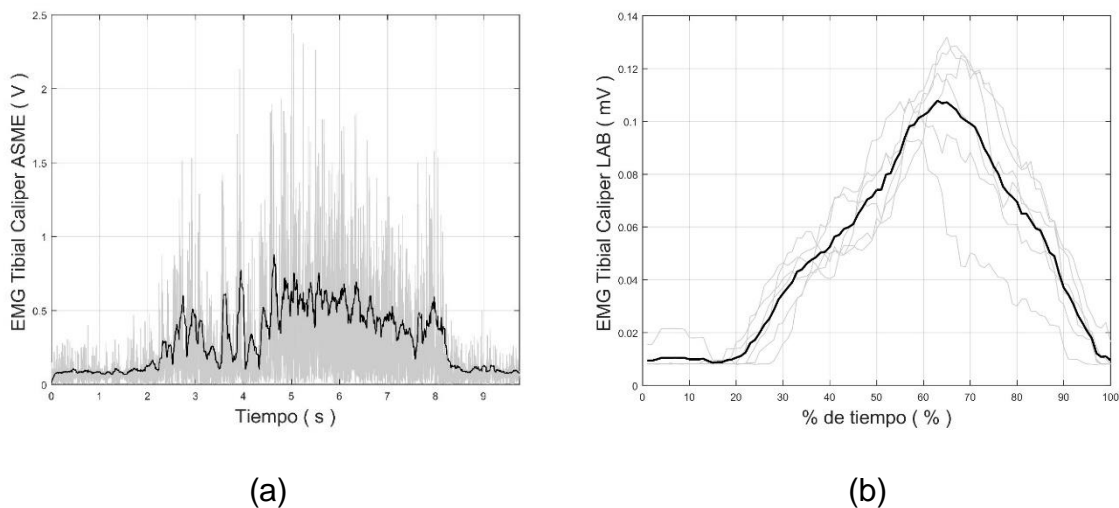
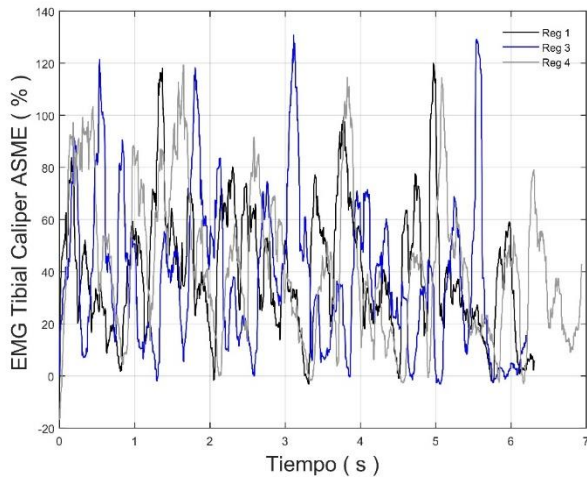
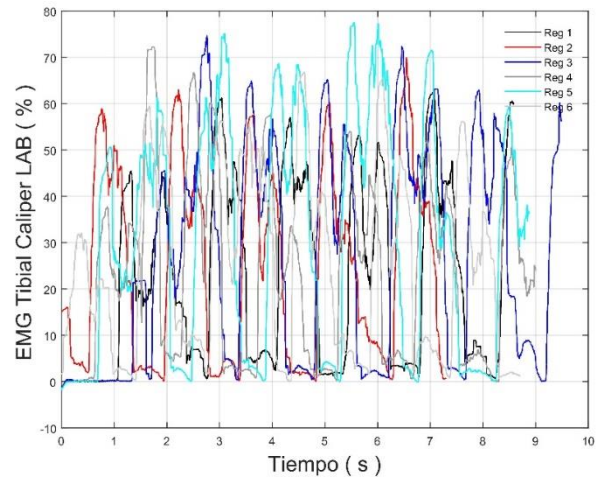


Figura Nro. 38: Calibraciones del experimento para EMG, ASME (a) y Laboratorio de Bioingeniería (b)
(Fuente: Propia)

Obtenidos los valores de frecuencia cardiaca máxima y en reposo se determina un porcentaje de esfuerzo a partir de los datos en unidades de voltaje, y en función del tiempo se obtienen los siguientes resultados.



(a)



(b)

Figura Nro. 39: Datos de EMG procesados, ASME (a), Laboratorio de Bioingeniería (b) (Fuente: Propia)

ANÁLISIS DE LA VALIDEZ DE LAS SEÑALES BIOFÍSICAS

Las señales biofísicas que se obtienen a través de los experimentos, ya sea con la técnica de la fotogrametría o con la técnica de la electromiografía, son tratadas como muestras, haciendo que el presente estudio esté basado en dichas muestras.

Con la técnica de la fotogrametría se realiza un primer experimento para determinar la fiabilidad entre los datos experimentales, los datos del OpenSim y los datos del modelo del péndulo doble. La fiabilidad de los datos experimentales comparados con los datos del OpenSim se determina calculando las correlaciones existentes, estas correlaciones se denominan correlaciones de movimiento. Se utiliza Matlab para determinar las correlaciones.

En base a los coeficientes de correlación de Pearson que se muestran a continuación se determina la correlación entre los datos experimentales de fotogrametría y los datos de OpenSim y datos teóricos del modelo del péndulo doble.

$r = 1$	correlación perfecta.
$0.8 < r < 1$	correlación muy alta
$0.6 < r < 0.8$	correlación alta
$0.4 < r < 0.6$	correlación moderada
$0.2 < r < 0.4$	correlación baja
$0 < r < 0.2$	correlación muy baja
$r = 0$	correlación nula

Figura Nro. 40: Coeficiente de correlación de Pearson
(Fuente: Stats SOS, 2015)

En el movimiento de la flexión y extensión de la cadera se obtiene una correlación del 0.6, esto significa que existe una correlación moderada entre los datos experimentales y los datos del OpenSim; mientras que en el movimiento de flexión y extensión de la rodilla existe una correlación del 0.5; de igual manera la correlación que existe entre datos es moderada.

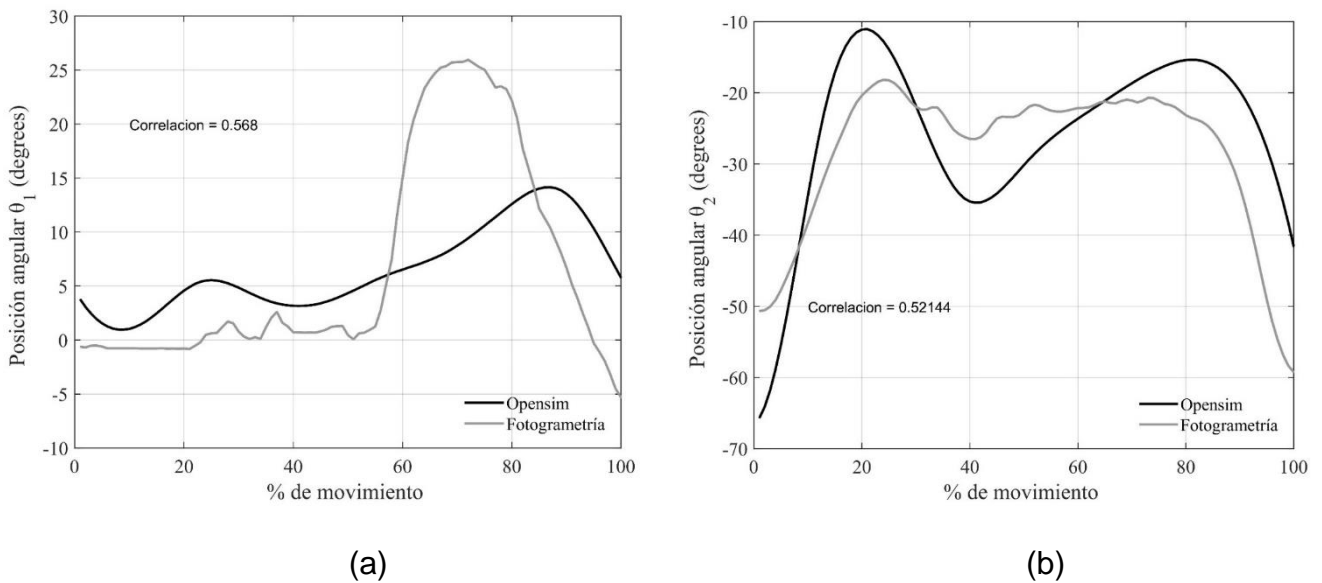


Figura Nro. 41: Correlación entre datos experimentales y teóricos para los movimientos de flexo-extensión de la cadera (a) y de la rodilla (b)
(Fuente: Propia)

Para determinar la correlación entre los datos experimentales y los datos obtenidos a partir de las ecuaciones del péndulo doble se considera dichos datos como variables continuas, con el fin de evitar la reducción de la cantidad y calidad de la información capturada, es así que, la correlación a calcularse, al ser variables continuas se determina con el Coeficiente de Correlación Múltiple (CMC). La fiabilidad es dada por el CMC.

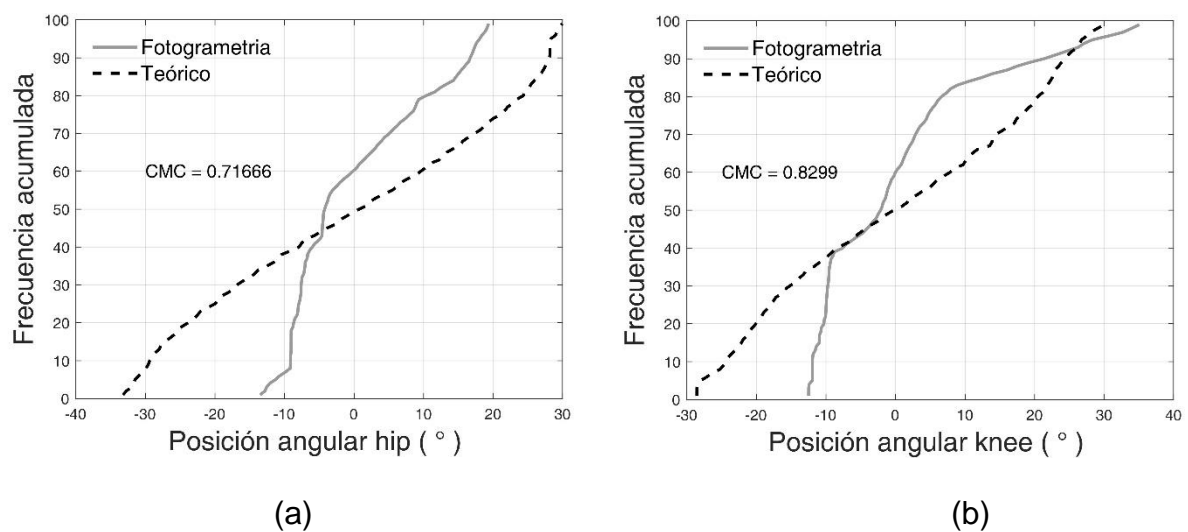


Figura Nro. 42: Correlación entre datos experimentales de fotogrametría y datos del péndulo doble, hip (a), knee (b)
(Fuente: Propia)

La correlación para la posición angular de la cadera es $CMC = 0.72$ y para la posición angular de la rodilla es $CMC = 0.83$; estos valores representan una fiabilidad relativamente alta, el no acercarse a 1 es debido a la naturaleza de movimiento del péndulo doble, el caos.

Habiendo realizado el análisis inicial para un solo experimento con la técnica de la fotogrametría, se continúa el análisis de los demás experimentos, tanto para fotogrametría como para la técnica de la electromiografía, pero en esta ocasión, se utilizan todos los experimentos realizados, que a su vez serán definidos como muestras. Es importante mencionar que para la técnica de la electromiografía no se realiza el análisis previo porque esta técnica requiere tener varios experimentos para poder determinar la fiabilidad de la señal, análisis que se realiza a continuación.

Ahora bien, se utiliza el Error Estándar de la Media, SEM, para cuantificar la incertidumbre en la estimación de la media muestral a partir de las muestras de datos obtenidas, de esta manera se interpreta de mejor manera los resultados. También se determina el Coeficiente de Correlación Múltiple (CMC).

El SEM es calculado a partir de la suma de los cuadrados del error de la media cuadrática (Weir, 2005), este error es utilizado para determinar los patrones funcionales de movimiento y se determina de la siguiente manera.

$$SEM = \sqrt{SC_m}$$

Tanto con la técnica de la fotogrametría como con la técnica de la electromiografía se realizaron 6 muestras. Las muestras obtenidas con la técnica de la fotogrametría se muestran a continuación:

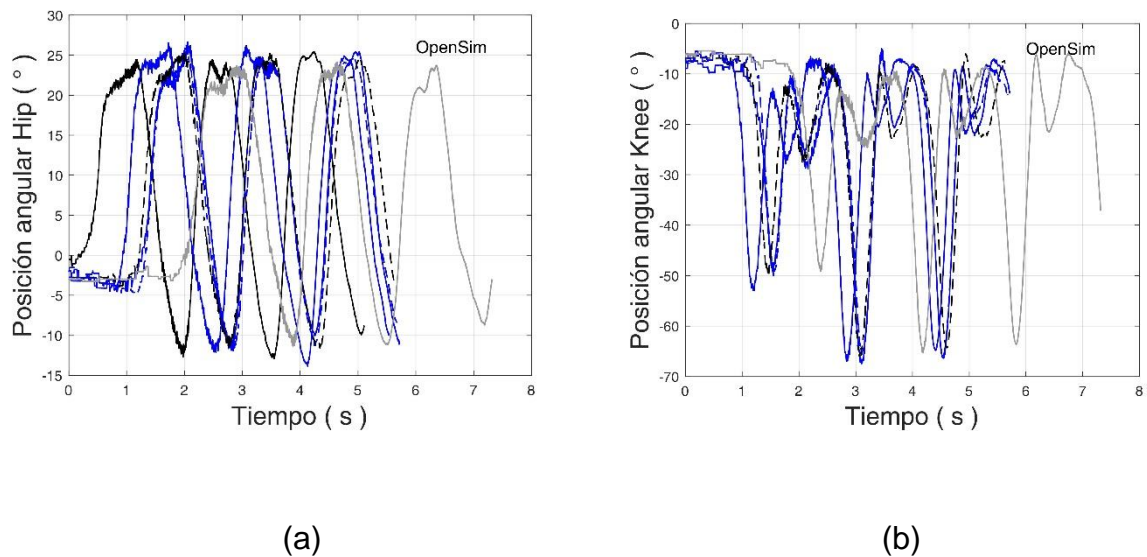
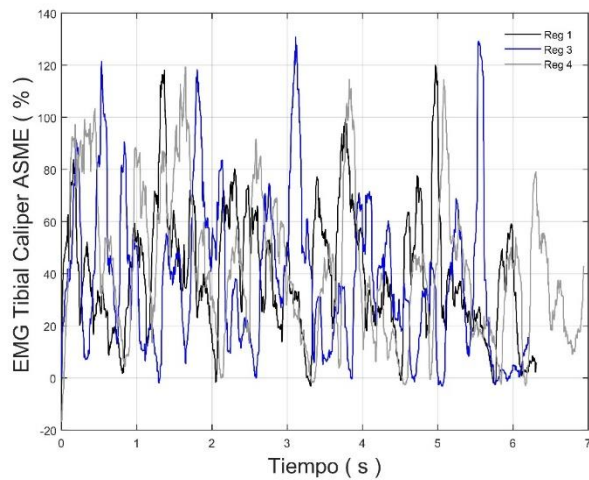
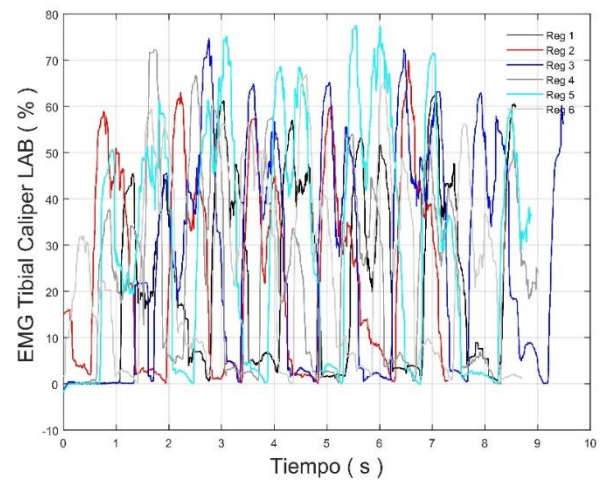


Figura Nro. 43: Muestras obtenidas, Cadera (a), Rodilla (b)
(Fuente: Propia)

Las muestras de la electromiografía se presentan en función de un porcentaje de esfuerzo, el cual se obtiene a partir de los datos en unidades de voltaje, y en función del tiempo.



(a)

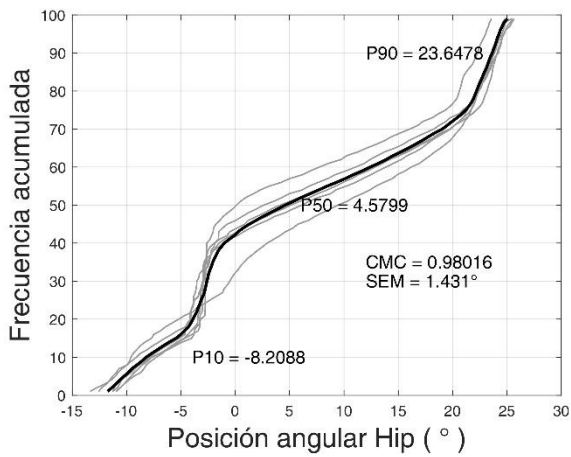


(b)

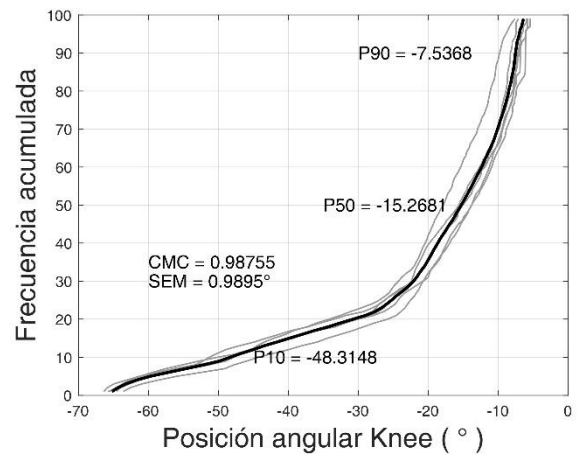
Figura Nro. 44: Datos de EMG procesados, ASME (a), Laboratorio de Bioingeniería (b)
(Fuente: Propia)

Como se planteó anteriormente, se consideran los datos experimentales de la fotogrametría y la electromiografía, y los datos de ASME como variables continuas, con el fin de evitar la reducción de la cantidad y calidad de la información capturada, es así que, la correlación a calcularse, al ser variables continuas se determina con el Coeficiente de Correlación Múltiple (CMC).

Las correlaciones correspondientes a la fotogrametría se denominan correlaciones de movimiento, mientras que las correlaciones correspondientes a la electromiografía se denominan correlaciones de esfuerzo.



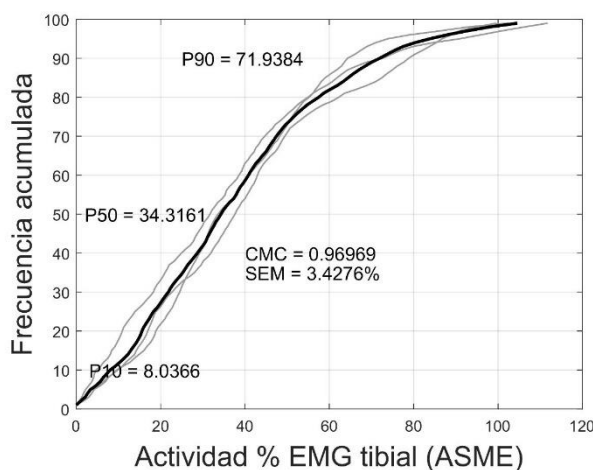
(a)



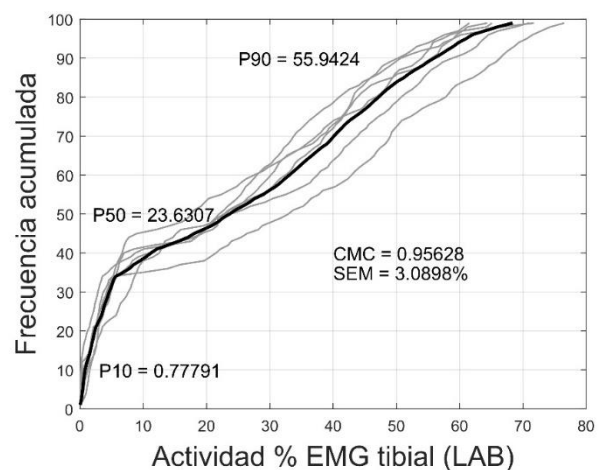
(b)

Figura Nro. 45: Correlación de datos, cadera (a), rodilla (b)
(Fuente: Propia)

En cuanto a las posiciones angulares de la cadera y la rodilla, utilizando el criterio de percentiles (García, 2015), los valores negativos indican que el movimiento corresponde a flexión, mientras que los valores positivos indican que el movimiento corresponde a extensión. Para los dos casos, de la cadera y de la rodilla, el CMC se acerca a 1, indicando que las variables independientes están linealmente relacionadas, concluyendo de esta manera que los datos tienen una alta fiabilidad.



(a)



(b)

Figura Nro. 46: Correlación de datos, ASME (a), Laboratorio de Bioingeniería (b)
(Fuente: Propia)

En cuanto a porcentajes de esfuerzo, utilizando el criterio de percentiles (García, 2015), criterio que es útil para comprender la distribución de los datos experimentales y los datos de ASME, se observa que el % de esfuerzo de los datos de ASME es mayor a los datos experimentales capturados en el laboratorio. Para los dos casos, experimentales y ASME, el CMC al acercarse a 1, indica que las variables independientes están linealmente relacionadas, concluyendo de esta manera que los datos tienen una alta fiabilidad.

Ahora bien, una vez determinada la fiabilidad en cada caso, laboratorio y ASME, se determina la correlación existente entre los datos experimentales y los datos de ASME.

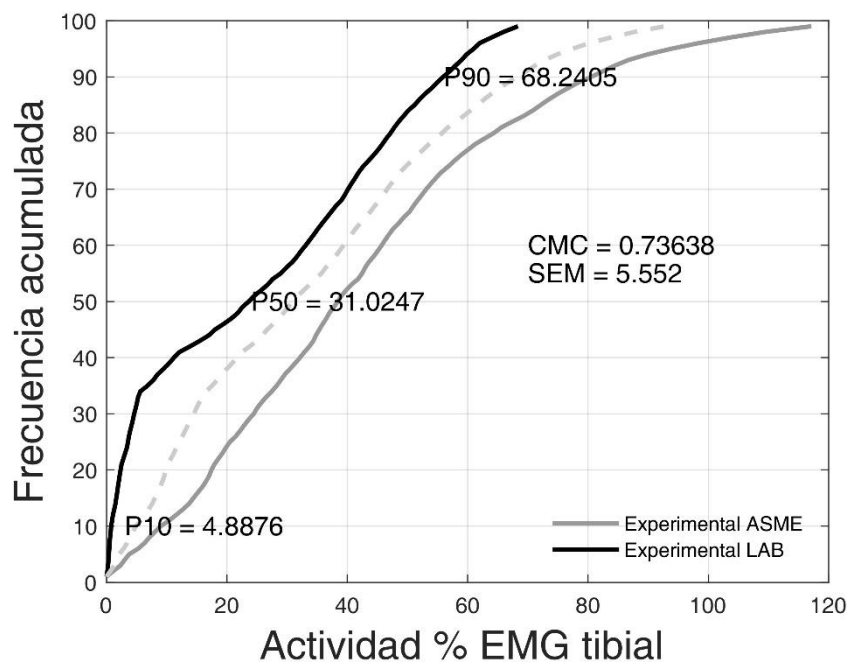


Figura Nro. 47: Correlación entre datos de ASME y datos del Laboratorio de Bioingeniería
(Fuente: Propia)

La correlación que se obtiene es cercana a 1 y por lo cual se concluye que la fiabilidad de los datos experimentales capturados en el Laboratorio de Bioingeniería de la EPN tiene una alta fiabilidad.

DISCUSIÓN

Para validar los patrones funcionales del movimiento de la caminata en fotogrametría, se utilizan dos métodos, el primer método es a partir de las ecuaciones de la configuración del péndulo doble y un segundo método es utilizando el modelo de OpenSim. Los modelos del péndulo doble y del OpenSim al ser modelos teóricos generan gráficas periódicas y simétricas, mientras que la gráfica generada a partir de los datos experimentales no es del todo simétrica, sin embargo, si tiende a ser periódica.

Las tendencias que se reflejan en las curvas de movimiento y de esfuerzos representan una gran ayuda para poder identificar anomalías en los diferentes movimientos que realiza el ser humano y de esta manera poder generar soluciones, ya sean clínicas o de rehabilitación. Como se menciona en el inicio de esta sección, para validar los modelos experimentales se han implementado, en el caso de la fotogrametría, dos metodologías de validación, siendo la primera, una metodología basada en la configuración del péndulo doble. La correlación que se obtiene entre los valores experimentales de la fotogrametría y los valores teóricos resultantes de la configuración del péndulo doble es relativamente baja debido a que el modelo que se obtiene a partir del péndulo doble se idealiza para poder simular la actividad física de la caminata, sin embargo, no se logra reproducir dicha actividad a la perfección debido a la naturaleza misma del péndulo doble. La segunda metodología está basada en los datos teóricos del OpenSim, en donde se obtiene una correlación del 0.6 y del 0.5 para los movimientos de flexo-extensión de la cadera y de la rodilla respectivamente. Según Pearson, los valores de correlación obtenidos corresponden a una correlación moderada. Esto en mayor parte se debe a que la ubicación de los marcadores experimentales no coincide perfectamente con la ubicación de los marcadores del OpenSim, también es importante considerar las aproximaciones que se obtienen de las longitudes de los huesos para determinar los factores de escala para el modelo del OpenSim.

En el caso de la electromiografía, la diferencia que existe entre los datos experimentales y los datos de ASME, se debe a diferentes factores, uno de ellos es

que sensores utilizados para los experimentos del laboratorio son distintos a los utilizados en ASME. Los sensores utilizados por ASME son sensores que tienen cables, mientras que los sensores utilizados en el Laboratorio de Bioingeniería son sensores inalámbricos. En un determinado tiempo los sensores inalámbricos generan valores iguales 0, asumiendo que el músculo está completamente en reposo, es así que esto influye al momento del procesamiento de los datos. Un siguiente factor se debe a las metodologías y protocolos que se utilizan para realizar las calibraciones de las actividades físicas a realizar; otro factor influyente es la exactitud en la repetibilidad de la actividad física que se está analizando y también es importante considerar la exactitud de ubicación del sensor sobre el músculo a estudiar.

PATRONES FUNCIONALES DE MOVIMIENTO

Los patrones funcionales de movimiento para la técnica de la fotogrametría y para la técnica de la electromiografía se determina con el método estadístico APDF, con lo cual se determinan los patrones en función de clasificación de frecuencias y éstas se convierten en una distribución de probabilidades, determinando de esta manera el “patrón funcional de la banda de normalidad”. Se realiza este análisis debido a que se dispone de movimientos aleatorios. El patrón funcional de la banda de normalidad se determina introduciendo el criterio de precisión de la media definida en un intervalo de confianza del 95% con la siguiente ecuación (Weir, 2005).

$$X_{SEM} = \bar{X} \pm 1.96xSEM$$

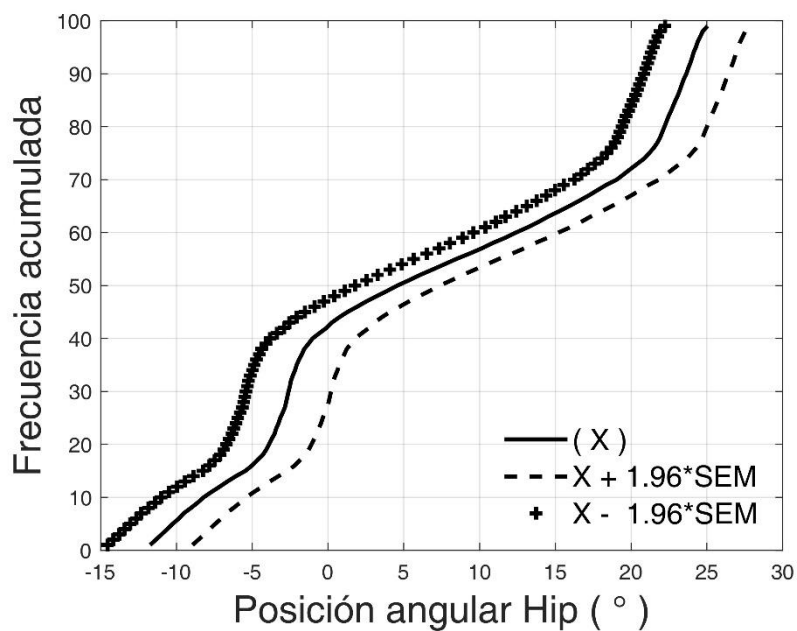


Figura Nro. 48: Patrón funcional de la banda de normalidad para la cadera.
Técnica: fotogrametría
(Fuente: Propia)

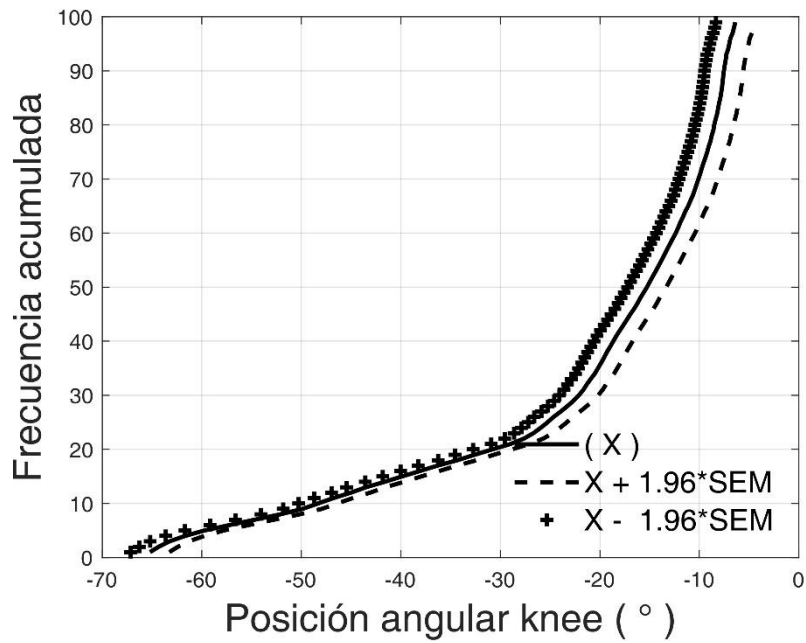


Figura Nro. 49: Patrón funcional de la banda de normalidad para la rodilla.
 Técnica: fotogrametría
 (Fuente: Propia)

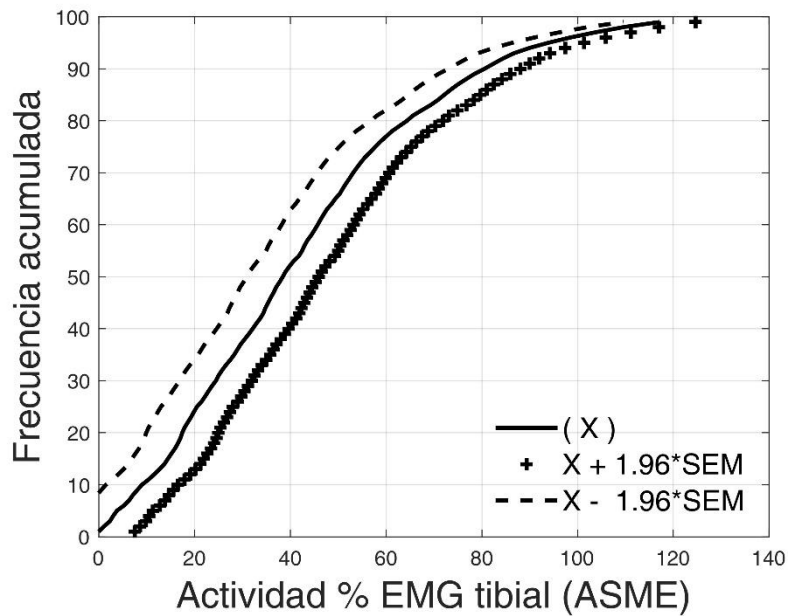


Figura Nro. 50: Patrón funcional de la banda de normalidad para datos de EMG
 experimentales y datos de EMG de ASME
 (Fuente: Propia)

CONCLUSIONES

La correlación de los patrones funcionales de la fotogrametría es moderadamente baja, esto es debido a factores como la exactitud en la ubicación de los marcadores anatómicos, a la alta repetibilidad que se consiga realizar en las actividades físicas y los factores numéricos que se determinan para escalar el modelo del OpenSim; sin embargo, las trayectorias de las posiciones angular tienen tendencias parecidas.

El modelo que se obtiene a partir del péndulo doble se idealiza para poder simular la actividad física de la caminata, sin embargo, no se logra reproducir dicha actividad a la perfección debido a la naturaleza misma del péndulo doble.

Los datos de la electromiografía deben ser considerados como variables continuas, con el fin de evitar la reducción de la cantidad y calidad de la información grabada. De esta manera se analizan los datos utilizando la técnica del análisis de datos funcional en donde el movimiento puede ser representado como una función del tiempo.

Las calibraciones que se deben realizar para el procesamiento de los datos de electromiografía deben ser cíclicas debido a que con los valores que se obtienen de dichas calibraciones se pueden determinar valores óptimos de correlación.

Para los patrones funcionales de la electromiografía, es necesario una mayor actividad física para producir estimaciones de esfuerzos musculares confiables

La diferencia que existe entre los datos experimentales y los datos de ASME, se debe a factores, como el tipo de sensor que se utiliza en los experimentos, las metodologías y protocolos que se utilizan para realizar las calibraciones de las actividades físicas a realizar, también influye la exactitud en la repetibilidad de la actividad física que se está analizando y las condiciones físicas referentes a la masa muscular del individuo experimental; es importante señalar que la exactitud de

ubicación del sensor sobre el músculo a estudiar es un factor que también se lo debe tomar en cuenta.

El porcentaje de esfuerzo calculado con los datos de ASME es mayor al porcentaje de esfuerzo calculado con los datos experimentales del laboratorio, este se debe significativamente al protocolo de calibración de la actividad física.

De manera general se concluye que los procedimientos, ya sean para fotogrametría o para electromiografía, que se están realizando en el Laboratorio de Bioingeniería de la EPN tienen un alto grado de fiabilidad.

Para determinar un patrón funcional de la banda de normalidad con mayor exactitud es necesario más muestras experimentales.

BIBLIOGRAFÍA

- Challis, J. H. (2020). Experimental Methods in Biomechanics. In *Experimental Methods in Biomechanics*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-52256-8>
- Chen, J. (2008). *Chaos from Simplicity: An Introduction to the Double Pendulum*
Chaos from Simplicity: An Introduction to the Double Pendulum.
- Fan, Y., & Wang, L. (n.d.). *Biomechanical Modelling and Simulation on Musculoskeletal System*.
- Fregly, B. J., Besier, T., Lloyd, D., Pandy, M., & Introduction, I. (2010). *GRAND CHALLENGE COMPETITION TO PREDICT IN VIVO KNEE LOADS: DESCRIPTION OF AVAILABLE EXPERIMENTAL DATA*. 1–9.
- García, C. (2015). *Aplicación de la EMG en la evaluación de riesgos de lesión musculoesquelética en tareas de montaje*.
- Hof, A. L. (1984). EMG and muscle force: An introduction. *Human Movement Science*, 3(1–2), 119–153. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(84\)90008-3](https://doi.org/10.1016/0167-9457(84)90008-3)
- Perotto, A. (2011). *Anatomical Guide for the Electromyographer*.
- Qualisys, Betzler, N., & Trinkler, U. (2021). *OpenSIM and Qualisys | Qualisys. February*. <https://www.qualisys.com/webinars/opensim-and-qualisys/>
- Rea, P. M. (2019). Advances in Experimental Medicine and Biology 1120 Biomedical Visualisation Volume 1. In *Advances in Experimental Medicine and Biology 1120 Biomedical Visualisation Volume 1* (Vol. 1). <http://www.springer.com/series/5584>
- Reichert, D. (2018). *Validation of a biomechanical knee model based on essential actions for the control of a parallel rehabilitation robot*.
- Rodríguez, L. J. (2009). *Técnicas instrumentales en farmacia*. 1–6.
- Seth, A., Sherman, M., Reinbolt, J. A., & Delp, S. L. (2011). OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM*, 2, 212–232. <https://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.021>
- Simon, S., Fischer, B., Rinner, A., Hummer, A., Frank, B. J. H., Mitterer, J. A., Huber, S., Aichmair, A., Schwarz, G. M., & Hofstaetter, J. G. (2023). Body height estimation from automated length measurements on standing long leg radiographs using artificial intelligence. *Scientific Reports*, 13(1), 1–11. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-34670-2>
- Su, C., Chen, S., Jiang, H., & Chen, Y. (2020). Ankle Joint Torque Prediction Based

on Surface Electromyographic and Angular Velocity Signals. *IEEE Access*, 8, 217681–217687. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3040820>

Villar, M. (2018). Posturas de trabajo: evaluación del riesgo. *Instituto Nacional de Seguridad e Higiene En El Trabajo*, 1–57.

Weir, J. P. (2005). The Intraclass Correlation Coefficient and the Sem. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240.

ENLACES ELECTRÓNICOS

Stanford Medicine Children’s Health, (2023). *Análisis de la forma de caminar*. <https://www.stanfordchildrens.org/es/service/motion-gait-analysis-laboratory/gait>

WolframResearch, (2007). Double pendulum. <https://scienceworld.wolfram.com/physics/DoublePendulum.html>

OpenSIM documentation, (2017) <https://simtk-onfluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Kinematics>

Stats SOS, (2015). La correlación de Pearson. <https://statssos.online/2015/03/10/pero-que-linda-relacion-tienen-la-correlacion-de-pearson/>

ANEXOS

ANEXO 1: CÓDIGO DE VALIDACIÓN DE DATOS DE FOTOGRAMETRÍA, CADERA

```
clear;clc;
datos_fot=dlmread(['MOVE3.txt'],' ',11,0);
datos_ope=dlmread(['MOVE20.txt'],' ',7,0);
tiempo_fot=xlsread(['tiempos_fot.xlsx']);
tiempo_ope=xlsread(['tiempos_ope.xlsx']);

%%

t_fot=datos_fot(:,1);

%
figure(1)
hold on
plot(tiempo_fot(:,1),datos_fot(:,6),'Color',[0 0 0],'Linewidth',2)
% plot(t_fot,datos_fot(:,8))
plot(tiempo_ope(:,1),tiempo_ope(:,2),'Color',[0.4660 0.6740
0.1880],'Linewidth',2)
% plot(t_fot,datos_ope(:,12))
% plot(t,theta1_deg,'Color',[0 0.5410 0.7410],'Linewidth',2)

grid on;box on;
ax = gca;
ax.FontName='Times New Roman';
ax.FontSize=16;
ax.GridLineStyle = '-';
ax.GridColor = [0 0 0];
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 8 yy])
xlabel('% de movimiento ','fontsize', 18);
ylabel('Posición angular ?_1 (degrees) ','fontsize', 18)
legend({'Fotogrametría','Opensim','Euler-
Lagrange'}, 'Location','southeast')
legend('boxoff')

print('-djpeg','-r500','-painters', ['Superpuestas10','.jpg']);

%%

% Normalizacion datos fotogrametria
t_fot=datos_fot(:,1);

data= suavizado_bspline(datos_fot(:,2:16),t_fot, 200, 4);
data_fot=data(:, :, 1)
```

```

Ddata_fot=data(:, :, 2)

% figure(1)
% hold on
% plot(t_fot,data_fot(:,6))
% plot(datos_ope(:,1),datos_ope(:,8))

n=max(size(data_fot));

%var_fot=data_fot(:,5)-nanmean(data_fot(:,5));
var_fot=data_fot(:,5);

qs=var_fot;
qs=qs-mean(qs);
v=Ddata_fot(:,5);

% ahora hacemos un vector de indices
i=1:n;
%Sacamos los puntos en los que la velocidad es positiva. No pongo cero
para
%cortar exponenciales
j=i(ne(0,diff(v>prctile(abs(v),5))))); % esto sa los indices donde la
velocidad tiene maximo o minimo
% como aqui- empezamos en cero, es posible que al principio o final haya
% puntos de velocidad cero con poco desplazamiento. Eliminamos aquellos
% cuyo fi sea inferior a un umbral, por ejemplo un tercio del p95
kk=abs(qs(j))>(prctile(abs(qs(j)),95)/4);
j=j(kk);
m=max(size(j));
k=1:m; % para tene un vector con los indices de j y asÃ- poder sacar uego
cosas
% umbral de salto entre dos mÃ;ximos o minimos
u=diff(prctile(qs,[25 75]))/2;

ii=sign(qs(j)')<0; %logical([(diff(qs(j)')>u) 0]);
ii=[ii(1) diff(ii)];
iel=j(logical(ii==1)); %indices donde terminan los ciclos de subida
fel=j(logical(ii==1)); %inidices donde empiezan los ciclos de subida
ii=sign(qs(j)')>0; %
ii=[ii(1) diff(ii)]; %logical([(diff(qs(j)')<-u) 0]);
ide=j(logical(ii==1)); %indices donde terminan los ciclos de descenso
fde=j(logical(ii==1)); %inidices donde empiezan los ciclos de bajada

niel=numel(iel);nide=numel(ide);nfel=numel(fel);nfde=numel(fde);
nciclos=min([niel nide nfel nfde]);

if qs(iel(1))<0
    if numel(iel)>=numel(fde)
        indicesLR=iel;
    else
        indicesLR=fde;
    end

    if numel(fel)>=numel(ide)
        indicesRL=fel;
    else
        indicesRL=ide;
    end
end

```

```

else
    if numel(fel)>=numel(ide)
        indicesLR=fel;
    else
        indicesLR=ide;
    end

    if numel(iel)>=numel(fde)
        indicesRL=iel;
    else
        indicesRL=fde;
    end
end

%Criterio=emg_rms_asme(:,10,2);

vars={'var_fot'};

clear Xcyclos_LR tt
Tel=zeros(numel(indicesLR)-1,1);
Pc=101;
nvar=numel(vars);
%Se interpola las variables segmentadas por ciclos en escalas de tiempos
%iguales para los movimientos en el orden de elevacion y descenso o
derecha
%a izquierda
for r=1:numel(indicesLR)-1
    tt=t_fot(indicesLR(r):indicesLR(r+1))-t_fot(indicesLR(r));
    TLR(r)=max(tt)-eps;%el eps se pone para que nunca salga por encima
del valor maximo, si no da errores en la ultima medida
    tn=TLR(r)*(0:(Pc-1))/(Pc-1);
    tLR(:,:,r)=tn;
    nf=floor(max(size(tt))/5);
    for i=1:nvar
        kk=eval([vars{i}, '(indicesLR(r):indicesLR(r+1),:,)']);
        fdamat = suavizado_bspline(kk, tt, nf, 4,tn);
        if fdamat(end,1,1)==0
            fdamat(end,:,1)=fdamat(end-1,:,1);
            fdamat(end,:,2)=fdamat(end-1,:,2);
            fdamat(end,:,3)=fdamat(end-1,:,3);
        else
            end
        eval([vars{i}, '_LR(:,:,r) = ','fdamat(:,:,1)']);
    end
end
end

%Normalizacion datos Opensim
t_op=datos_ope(:,1);

data= suavizado_bspline(datos_ope(:,2:25),t_op, 200, 4);
data_ope=data(:, :, 1);
Ddata_ope=data(:, :, 2);

var_op=data_ope(:,9)-nanmean(data_ope(:,9))+nanmean(data_fot(:,5));

qs=var_op;
qs=qs-mean(qs);
v=Ddata_ope(:,9);

```



```

n=max(size(data_ope));

% ahora hacemos un vector de indices
i=1:n;
%Sacamos los puntos en los que la velocidad es positiva. No pongo cero
para
%cortar exponenciales
j=i(ne(0,diff(v>prctile(abs(v),5)))); % esto sa los indices donde la
velocidad tiene maximo o minimo
% como aqui- empezamos en cero, es posible que al principio o final haya
% puntos de velocidad cero con poco desplazamiento. Eliminamos aquellos
% cuyo fi sea inferior a un umbral, por ejemplo un tercio del p95
kk=abs(qs(j))>(prctile(abs(qs(j)),95)/4);
j=j(kk);
m=max(size(j));
k=1:m; % para tene un vector con los indices de j y asi poder sacar uego
cosas
% umbral de salto entre dos mÃ¡ximos o minimos
u=diff(prctile(qs,[25 75]))/2;

ii=sign(qs(j)')<0; %logical([(diff(qs(j)')>u) 0]);
ii=[ii(1) diff(ii)];
iel=j(logical(ii==1)); %indices donde terminan los ciclos de subida
fel=j(logical(ii==-1)); %inidices donde empiezan los ciclos de subida
ii=sign(qs(j)')>0; %
ii=[ii(1) diff(ii)]; %logical([(diff(qs(j)')<-u) 0]);
ide=j(logical(ii==1)); %indices donde terminan los ciclos de descenso
fde=j(logical(ii==-1)); %inidices donde empiezan los ciclos de bajada

niel=numel(iel);nide=numel(ide);nfel=numel(fel);nfde=numel(fde);
nciclos=min([niel nide nfel nfde]);

if qs(iel(1))<0
    if numel(iel)>=numel(fde)
        indicesLR=iel;
    else
        indicesLR=fde;
    end

    if numel(fel)>=numel(ide)
        indicesRL=fel;
    else
        indicesRL=ide;
    end
else
    if numel(fel)>=numel(ide)
        indicesLR=fel;
    else
        indicesLR=ide;
    end

    if numel(iel)>=numel(fde)
        indicesRL=iel;
    else
        indicesRL=fde;
    end
end
end

```

```

%Criterio=emg_rms_asme(:,10,2);

vars={'var_op'};

clear Xcyclos_LR tt
Tel=zeros(numel(indicesLR)-1,1);
Pc=101;
nvar=numel(vars);
%Se interpola las variables segmentadas por ciclos en escalas de tiempos
%iguales para los movimientos en el orden de elevacion y descenso o
derecha
%a izquierda
for r=1:numel(indicesLR)-1
    tt=t_fot(indicesLR(r):indicesLR(r+1))-t_fot(indicesLR(r));
    TLR(r)=max(tt)-eps;%el eps se pone para que nunca salga por encima
del valor maximo, si no da errores en la ultima medida
    tn=TLR(r)*(0:(Pc-1))/(Pc-1);
    tLR(:,:,r)=tn;
    nf=floor(max(size(tt))/5);
    for i=1:nvar
        kk=eval([vars{i}, '(indicesLR(r):indicesLR(r+1),:,)']);
        fdamat = suavizado_bspline(kk, tt, nf, 4,tn);
        if fdamat(end,1,1)==0
            fdamat(end,:,1)=fdamat(end-1,:,1);
            fdamat(end,:,2)=fdamat(end-1,:,2);
            fdamat(end,:,3)=fdamat(end-1,:,3);
        else
            end
        eval([vars{i}, '_LR(:,:,r) = ','fdamat(:,:,1)']);
    end
end

%var_fot_LR(:,:,2)=[] %Elimino la 3 porque no sigue el patron

figure(2)
hold on
plot(var_op_LR, 'Color',[0 0 0], 'Linewidth',2)
for i=1% contraste con la curva 2
plot(var_fot_LR(:,1,i), 'Color',[0.6 0.6 0.6], 'Linewidth',2)
end
grid on;box on;
ax = gca;
ax.FontName='Times New Roman';
ax.FontSize=16;
ax.GridLineStyle = '-';
ax.GridColor = [0 0 0];
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 100 yy])
xlabel('% de movimiento ', 'fontsize', 18);
ylabel('Posición angular ?_1 (degrees) ', 'fontsize', 18)
legend({'Opensim', 'Fotogrametría'}, 'Location', 'southeast')
legend('boxoff')

%xcorr(var_op_LR-var_fot_LR(:,1,1),2, 'coef')

Ym= nanmean(var_fot_LR(:,1,1)); %Media entre muestras
SR=nansum((var_fot_LR(:,1,1)-var_op_LR).^2); %Suma de cuadrados del
residuo

```

```

ST=nansum((var_fot_LR(:,1,1)-Ym).^2); %Suma de cuadrados total
Pearson=sqrt(abs(1-SR./ST))
%
text(10,20,['Correlacion = ', num2str(Pearson)], 'fontsize', 12)
print('-djpeg', '-r500', '-painters', ['Contraste', '.jpg']);

```

ANEXO 2: CÓDIGO DE VALIDACIÓN DE DATOS DE FOTOGRAMETRÍA, RODILLA

```

%clear;clc;
datos_fot=dlmread(['MOVE3.txt'], ' ', 11, 0);
datos_ope=dlmread(['MOVE20.txt'], ' ', 7, 0);
tiempo_fot=xlsread(['tiempos_fot.xlsx']);
tiempo_ope=xlsread(['tiempos_ope.xlsx']);

%%
% t_fot=datos_fot(:,1);

figure(1)
hold on
plot(tiempo_fot(:,1), datos_fot(:,8), 'Color', [0 0 0], 'Linewidth', 2)
% plot(t_fot, datos_fot(:,8))
plot(tiempo_ope(:,1), tiempo_ope(:,2), 'Color', [0.4660 0.6740
0.1880], 'Linewidth', 2)
% plot(t_fot, datos_ope(:,12))
% plot(t, theta2_deg, 'Color', [0 0.5410 0.7410], 'Linewidth', 2)

grid on; box on;
ax = gca;
ax.FontName='Times New Roman';
ax.FontSize=16;
ax.GridLineStyle = '-';
ax.GridColor = [0 0 0];
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 8 yy])
xlabel('% de movimiento ', 'fontsize', 18);
ylabel('Posición angular ?_2 (degrees) ', 'fontsize', 18)
legend({'Fotogrametría', 'Opensim', 'Euler-
Lagrange'}, 'Location', 'southeast')
legend('boxoff')

print('-djpeg', '-r500', '-painters', ['Superpuestas1', '.jpg']);

%%
% Normalizacion datos fotogrametria
t_fot=datos_fot(:,1);

```

```

data= suavizado_bspline(datos_fot(:,2:16),t_fot, 200, 4);
data_fot=data(:, :,1)
Ddata_fot=data(:, :,2)

% figure(1)
% hold on
% plot(t_fot,data_fot(:,8))
% plot(datos_ope(:,1),datos_ope(:,12))

n=max(size(data_fot));

%var_fot=data_fot(:,6)-nanmean(data_fot(:,6));
var_fot=data_fot(:,6);

qs=var_fot;
qs=qs-mean(qs);
v=Ddata_fot(:,6);

% ahora hacemos un vector de indices
i=1:n;
%Sacamos los puntos en los que la velocidad es positiva. No pongo cero
para
%cortar exponenciales
j=i(ne(0,diff(v>prctile(abs(v),5))))); % esto sa los indices donde la
velocidad tiene maximo o minimo
% como aqui empezamos en cero, es posible que al principio o final haya
% puntos de velocidad cero con poco desplazamiento. Eliminamos aquellos
% cuyo fi sea inferior a un umbral, por ejemplo un tercio del p95
kk=abs(qs(j))>(prctile(abs(qs(j)),95)/4);
j=j(kk);
m=max(size(j));
k=1:m; % para tene un vector con los indices de j y asi poder sacar uego
cosas
% umbral de salto entre dos maximos o minimos
u=diff(prctile(qs,[25 75]))/2;

ii=sign(qs(j)')<0; %logical([(diff(qs(j)')>u) 0]);
ii=[ii(1) diff(ii)];
iel=j(logical(ii==1)); %indices donde terminan los ciclos de subida
fel=j(logical(ii==1)); %inidices donde empiezan los ciclos de subida
ii=sign(qs(j)')>0; %
ii=[ii(1) diff(ii)]; %logical([(diff(qs(j)')<-u) 0]);
ide=j(logical(ii==1)); %indices donde terminan los ciclos de descenso
fde=j(logical(ii==1)); %inidices donde empiezan los ciclos de bajada

niel=numel(iel);nide=numel(ide);nfel=numel(fel);nfde=numel(fde);
nciclos=min([niel nide nfel nfde]);

if qs(iel(1))<0
    if numel(iel)>=numel(fde)
        indicesLR=iel;
    else
        indicesLR=fde;
    end

    if numel(fel)>=numel(ide)
        indicesRL=fel;
    else

```

```

        indicesRL=ide;
    end
else
    if numel(fel)>=numel(ide)
        indicesLR=fel;
    else
        indicesLR=ide;
    end

    if numel(iel)>=numel(fde)
        indicesRL=iel;
    else
        indicesRL=fde;
    end
end

%Criterio=emg_rms_asme(:,10,2);

vars={'var_fot'};

clear Xcyclos_LR tt
Tel=zeros(numel(indicesLR)-1,1);
Pc=101;
nvar=numel(vars);
%Se interpola las variables segmentadas por ciclos en escalas de tiempos
%iguales para los movimientos en el orden de elevaciónn y descenso o
derecha
%a izquierda
for r=1:numel(indicesLR)-1
    tt=t_fot(indicesLR(r):indicesLR(r+1))-t_fot(indicesLR(r));
    TLR(r)=max(tt)-eps;%el eps se pone para que nunca salga por encima
del valor máximo, si no da errores en la última medida
    tn=TLR(r)*(0:(Pc-1))/(Pc-1);
    tLR(:,:,r)=tn;
    nf=floor(max(size(tt))/5);
    for i=1:nvar
        kk=eval([vars{i},' (indicesLR(r):indicesLR(r+1),:,)']);
        fdamat = suavizado_bspline(kk, tt, nf, 4,tn);
        if fdamat(end,1,1)==0
            fdamat(end,:,1)=fdamat(end-1,:,1);
            fdamat(end,:,2)=fdamat(end-1,:,2);
            fdamat(end,:,3)=fdamat(end-1,:,3);
        else
            end
        eval([vars{i}, '_LR(:,:,r) = ','fdamat(:,:,1)']);
    end
end

%Normalización datos Opensim

t_op=datos_ope(:,1);

data= suavizado_bspline(datos_ope(:,2:25),t_op, 200, 4);
data_ope=data(:,:,1);
Ddata_ope=data(:,:,2);

var_op=data_ope(:,10)-nanmean(data_ope(:,10))+nanmean(data_fot(:,6));

```

```

qs=var_op;
qs=qs-mean(qs);
v=Ddata_ope(:,10);

n=max(size(data_ope));

% ahora hacemos un vector de índices
i=1:n;
%Sacamos los puntos en los que la velocidad es positiva. No pongo cero
para
%cortar exponenciales
j=i(ne(0,diff(v>prctile(abs(v),5)))); % esto sa los índices donde la
velocidad tiene maximo o minimo
% como aquí- empezamos en cero, es posible que al principio o final haya
% puntos de velocidad cero con poco desplazamiento. Eliminamos aquellos
% cuyo fi sea inferior a un umbral, por ejemplo un tercio del p95
kk=abs(qs(j))>(prctile(abs(qs(j)),95)/4);
j=j(kk);
m=max(size(j));
k=1:m; % para tene un vector con los indices de j y asÃ- poder sacar uego
cosas
% umbral de salto entre dos maximos o minimos
u=diff(prctile(qs,[25 75]))/2;

ii=sign(qs(j)')<0; %logical([(diff(qs(j)')>u) 0]);
ii=[ii(1) diff(ii)];
iel=j(logical(ii==1)); %indices donde terminan los ciclos de subida
fel=j(logical(ii==-1)); %inidices donde empiezan los ciclos de subida
ii=sign(qs(j)')>0; %
ii=[ii(1) diff(ii)]; %logical([(diff(qs(j)')<-u) 0]);
ide=j(logical(ii==1)); %indices donde terminan los ciclos de descenso
fde=j(logical(ii==-1)); %inidices donde empiezan los ciclos de bajada

niel=numel(iel);nide=numel(ide);nfel=numel(fel);nfde=numel(fde);
nciclos=min([niel nide nfel nfde]);

if qs(iel(1))<0
    if numel(iel)>=numel(fde)
        indicesLR=iel;
    else
        indicesLR=fde;
    end

    if numel(fel)>=numel(ide)
        indicesRL=fel;
    else
        indicesRL=ide;
    end
else
    if numel(fel)>=numel(ide)
        indicesLR=fel;
    else
        indicesLR=ide;
    end

    if numel(iel)>=numel(fde)
        indicesRL=iel;
    else
        indicesRL=fde;
    end
end

```

```

    end
end

%Criterio=emg_rms_asme(:,10,2);

vars={'var_op'};

clear Xcyclos_LR tt
Tel=zeros(numel(indicesLR)-1,1);
Pc=101;
nvar=numel(vars);
%Se interpola las variables segmentadas por ciclos en escalas de tiempos
%iguales para los movimientos en el orden de elevaci3n y descenso o
derecha
%a izquierda
for r=1:numel(indicesLR)-1
    tt=t_fot(indicesLR(r):indicesLR(r+1))-t_fot(indicesLR(r));
    TLR(r)=max(tt)-eps;%el eps se pone para que nunca salga por encima
del valor maximo, si no da errores en la ultima medida
    tn=TLR(r)*(0:(Pc-1))/(Pc-1);
    tLR(:,:,r)=tn;
    nf=floor(max(size(tt))/5);
    for i=1:nvar
        kk=eval([vars{i}, '(indicesLR(r):indicesLR(r+1),:,:)' ]);
        fdamat = suavizado_bspline(kk, tt, nf, 4,tn);
        if fdamat(end,1,1)==0
            fdamat(end,:,1)=fdamat(end-1,:,1);
            fdamat(end,:,2)=fdamat(end-1,:,2);
            fdamat(end,:,3)=fdamat(end-1,:,3);
        else
            end
        eval([vars{i}, '_LR(:,:,r) = ','fdamat(:,:,1)']);
    end
end

%var_fot_LR(:,:,2)=[] %Elimino la 3 porque no sigue el patron

figure(2)
hold on
plot(var_op_LR,'Color',[0 0 0],'Linewidth',2)
for i=1% contraste con la curva 2
plot(var_fot_LR(:,1,i),'Color',[0.6 0.6 0.6],'Linewidth',2)
end
grid on;box on;
ax = gca;
ax.FontName='Times New Roman';
ax.FontSize=16;
ax.GridLineStyle = '-';
ax.GridColor = [0 0 0];
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 100 yy])
xlabel('% de movimiento ','fontsize', 18);
ylabel('Posici3n angular ?_2 (degrees) ','fontsize', 18)
legend({'Opensim','Fotogrametría'},'Location','southeast')
legend('boxoff')

%xcorr(var_op_LR-var_fot_LR(:,1,1),2,'coef')

```

```

Ym= nanmean(var_fot_LR(:,1,1)); %Media entre muestras
SR=nansum((var_fot_LR(:,1,1)-var_op_LR).^2); %Suma de cuadrados del
residuo
ST=nansum((var_fot_LR(:,1,1)-Ym).^2); %Suma de cuadrados total
Pearson=sqrt(abs(1-SR./ST))
%
text(10,-50,['Correlacion = ', num2str(Pearson)],'fontsize', 12)
print('-djpeg','-r500','-painters', ['Contraste','.jpg']);

```

ANEXO 3: CÓDIGO DE PROCESAMIENTO DE DATOS DE EMG DE ASME

```

clear,clc;
Musculo={'gracilis','semimem','bifeml','vasmed ','vaslat','rf
','medgas','latgas','tfl','tibant','peronl','soleus','addmagnus','gmax','
gmed','sartorius'};
datos_brutos1=dlmread(['DM_staticmaxisol.txt'],' ',5,0); %Registro de
calibracion
datos_brutos2=dlmread(['DM_staticmaxiso2.txt'],' ',5,0); %Registro de
calibracion
datos_brutos3=dlmread(['DM_chairrise1.txt'],' ',5,0); %Registro de
calibracion

%Rectificado y filtrado con RMS
datos_rec1=abs(datos_brutos1(:,30:45));
datos_rec2=abs(datos_brutos2(:,30:45));
datos_rec3=abs(datos_brutos3(:,30:45));
wndw=100; % longitud de la banda de promedio (muestras)
y_rms1 = sqrt(filter(ones(1,wndw), wndw, datos_rec1.^2)); % Calcular RMS
para cada banda de muestra
y_rms2 = sqrt(filter(ones(1,wndw), wndw, datos_rec2.^2)); % Calcular RMS
para cada banda de muestra
y_rms3 = sqrt(filter(ones(1,wndw), wndw, datos_rec3.^2)); % Calcular RMS
para cada banda de muestra
n1=max(size(datos_rec1));
n2=max(size(datos_rec2));
n3=max(size(datos_rec3));
fps=1200; %frames por segundo o frecuencia en Hz
t1=(0:(n1-1))'/fps; %Halla el vector de tiempo
t2=(0:(n2-1))'/fps; %Halla el vector de tiempo
t3=(0:(n2-1))'/fps; %Halla el vector de tiempo

reposol=nanmean(y_rms1(1000:2000,10));
referencial=nanmean(y_rms1(8000:10000,10));
figure(1)
hold on
plot(t1,datos_rec1(:,10),'Color',[0.8 0.8 0.8])
plot(t1,y_rms1(:,10),'k','LineWidth',1)
grid on;box on;
ax = gca;
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 t1(end) yy])
xlabel('Tiempo ( s )','fontsize', 18)
ylabel(['EMG Tibial Caliper ASME ( V )'],'fontsize', 18);
print('-djpeg','-r500','-painters', ['Calibracion1.jpg'])

```



```

reposo2=nanmean(y_rms2(1000:2000,10));
referencia2=nanmean(y_rms2(5800:7800,10));
figure(2)
hold on
plot(t2,datos_rec2(:,10),'Color',[0.8 0.8 0.8])
plot(t2,y_rms2(:,10),'k','LineWidth',1)
grid on;box on;
ax = gca;
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 t2(end) yy])
xlabel('Tiempo ( s )','fontsize', 18)
ylabel(['EMG Tibial Caliper ASME ( V )'],'fontsize', 18);
print('-djpeg','-r500','-painters', ['Calibracion2.jpg'])

[ciclosLR_1 mediaLR_1 medianLR_1]=Ciclos_ref(['CAL_MOV_1.xlsx'],'EMG')
%Registro de movimientos ciclicos

reposo3=nanmean(y_rms3(1000:2000,10));
referencia3=nanmean(y_rms3(8000:10000,10));

registro_brutos1=dlmread(['DM_smooth1.txt'],' ',5,0); %Registro de
calibracion
registro_brutos3=dlmread(['DM_smooth3.txt'],' ',5,0); %Registro de
calibracion
registro_brutos4=dlmread(['DM_smooth4.txt'],' ',5,0); %Registro de
calibracion
%Rectificado y filtrado con RMS
datos_rec1=abs(registro_brutos1(:,30:45));
datos_rec3=abs(registro_brutos3(:,30:45));
datos_rec4=abs(registro_brutos4(:,30:45));
wndw=100; % longitud de la banda de promedio (muestras)
y_rms1 = sqrt(filter(ones(1,wndw), wndw, datos_rec1.^2)); % Calcular RMS
para cada banda de muestra
y_rms3 = sqrt(filter(ones(1,wndw), wndw, datos_rec3.^2)); % Calcular RMS
para cada banda de muestra
y_rms4 = sqrt(filter(ones(1,wndw), wndw, datos_rec4.^2)); % Calcular RMS
para cada banda de muestra
n1=max(size(datos_rec1));
n3=max(size(datos_rec3));
n4=max(size(datos_rec4));
fps=1200; %frames por segundo o frecuencia en Hz
t1=(0:(n1-1))/fps; %Halla el vector de tiempo
t3=(0:(n3-1))/fps; %Halla el vector de tiempo
t4=(0:(n4-1))/fps; %Halla el vector de tiempo

EMGP1=100*(y_rms1(:,10)-reposo2)/(referencia2-reposo2); %Señal EMG
porcentaje
EMGP3=100*(y_rms3(:,10)-reposo2)/(referencia2-reposo2); %Señal EMG
porcentaje
EMGP4=100*(y_rms4(:,10)-reposo2)/(referencia2-reposo2); %Señal EMG
porcentaje

figure(3)
hold on
plot(t1,EMGP1,':','Color',[0 0 0],'LineWidth',2)
plot(t3,EMGP3,':','Color',[0 0 1],'LineWidth',2)

```

```

plot(t4,EMGP4,'Color',[0.6 0.6 0.6],'LineWidth',1)
grid on;box on;
ax = gca;
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
%axis([0 t2(end) yy])
xlabel('Tiempo ( s )','fontsize', 18)
ylabel(['EMG Tibial Caliper ASME ( % )'],'fontsize', 18);
legend({'Reg 1','Reg 3','Reg 4'},'Location','northeast')
legend('boxoff')
print('-djpeg','-r500','-painters', ['Registros_ASME.jpg'])

P=1:99;
%Normalizacion de senal EMG
[em,xi]= ecdf(EMGP1);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no esta; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF1=interp1(pxi,xi,P);

[em,xi]= ecdf(EMGP3);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no esta; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF3=interp1(pxi,xi,P);

[em,xi]= ecdf(EMGP4);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no esta; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF4=interp1(pxi,xi,P);

APDF(:,1)=APDF1';
APDF(:,2)=APDF3';
APDF(:,3)=APDF4';
APDFA=APDF-min(APDF);
Apdfm=nanmean(APDFA,2);

figure(4)
hold on
plot(APDFA(:,1),P,'Color',[0.6 0.6 0.6],'LineWidth',1)
plot(APDFA(:,2),P,'Color',[0.6 0.6 0.6],'LineWidth',1)
plot(APDFA(:,3),P,'Color',[0.6 0.6 0.6],'LineWidth',1)
plot(Apdfm,P,'Color',[0 0 0],'LineWidth',2)
grid on;box on;
ax = gca;
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 xx(2) yy])
xlabel('Actividad % EMG tibial ASME ','fontsize', 18);
ylabel('Frecuencia acumulada','fontsize', 18)
text(10,10,['P10 = ', num2str(Apdfm(10))],'fontsize', 12)
text(2,50,['P50 = ', num2str(Apdfm(50))],'fontsize', 12)
text(30,90,['P90 = ', num2str(Apdfm(90))],'fontsize', 12)
print('-djpeg','-r500','-painters', ['APDF_ASME.jpg'])

load('resultados.mat')

```

```
save resultados.mat APDFA APDFL
```

ANEXO 4: CÓDIGO DE PROCESAMIENTO DE DATOS DE EMG DEL LABORATORIO

```
clear;clc;
datos_emg_cal_est=xlsread(['CALIBRACION_ESTATICA.xlsx']); % Se almacena
en una matriz datos_emg

%:::REGISTRO EMG:::
%Filtro las celdas en cero para el registro EMG
datos_imu=datos_emg_cal_est;
posZero=find(datos_emg_cal_est(:,4)==0);
datos_emg_cal_est(posZero(1:end),:)=[];

%separo los registros del tiempo, senal en bruto y seÑal
rectificada_filtrada con RMS
[ni nj nk]=size(datos_emg_cal_est);
for i=1
tiempo(:,i)=datos_emg_cal_est(:,1+(i-1)*10); %Senal de tiempo
emg_bruto(:,i)=datos_emg_cal_est(:,2+(i-1)*10); %Senal EMG en bruto
emg_rms(:,i)=datos_emg_cal_est(:,4+(i-1)*10); %Senal EMG RMS
end
t=tiempo(:,1)-tiempo(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las
celdas EMG en cero,
% la aproximaci3n de pasos de
tiempo difieren, por lo que linealizo el tiempo
n=max(size(t)); %Halla el numero de filas
time_EMG=t(end)*(0:n-1)'/n; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos
iguales

Reposo=min(emg_rms(3000:8000,1));
Referencia=max(emg_rms(18400:26900,1));

figure(5)
hold on
plot(time_EMG,1000*emg_bruto,'Color',[0.8 0.8 0.8])
plot(time_EMG,1000*emg_rms,'k','LineWidth',1)
grid on;box on;
ax = gca;
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
%axis([0 t1(end) yy])
xlabel('Tiempo ( s )','fontsize', 18)
ylabel(['EMG Tibial Caliper LAB ( mV )'],'fontsize', 18);
print('-djpeg','-r500','-painters',['Calibracionlab.jpg'])
```

```

[ciclosLR_1 mediaLR_1 medianLR_1]=Ciclos_ref(['CAL_MOV_1.xlsx'],'EMG')
%Registro de movimientos ciclicos
nk=size(ciclosLR_1.Xc)
figure(6)
for i=1:nk(3)
hold on
plot(1000*ciclosLR_1.Xc(:,1,i),'Color',[0.8 0.8 0.8])
end
plot(1000*mediaLR_1.Xc(:,1),'k','LineWidth',2)
grid on;box on;
ax = gca;
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 100 yy])
xlabel('% de tiempo ( % )','fontsize', 18)
ylabel(['EMG Tibial Caliper LAB ( mV )'],'fontsize', 18);
print('-djpeg','-r500','-painters',['Calibracionlabciclos.jpg'])

reposo=medianLR_1.Reposo_ref(1,1);
referencia=medianLR_1.Referencia_ref(1,1);

datos_emg1=xlsread(['CAMINATA_01.xlsx']); % Se almacena en una matriz
datos_emg
datos_imu=datos_emg1;
posZero=find(datos_emg1(:,4)==0);
datos_emg1(posZero(1:end),:)=[];
tiempo=datos_emg1(:,1+(1-1)*10); %Senal de tiempo
t=tiempo(:,1)-tiempo(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las
celdas EMG en cero,
n=max(size(t)); %Halla el numero de filas
t1=t(end)*(0:n-1)'/n; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos iguales

EMGP1=100*(datos_emg1(:,4)-Reposo)/(Referencia-Reposo); %Senal EMG
porcentaje %

datos_emg2=xlsread(['CAMINATA_02.xlsx']); % Se almacena en una matriz
datos_emg
datos_imu=datos_emg2;
posZero=find(datos_emg2(:,4)==0);
datos_emg2(posZero(1:end),:)=[];
tiempo=datos_emg2(:,1+(1-1)*10); %Senal de tiempo
t=tiempo(:,1)-tiempo(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las
celdas EMG en cero,
n=max(size(t)); %Halla el numero de filas
t2=t(end)*(0:n-1)'/n; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos iguales

datos_emg3=xlsread(['CAMINATA_03.xlsx']); % Se almacena en una matriz
datos_emg
datos_imu=datos_emg3;
posZero=find(datos_emg3(:,4)==0);
datos_emg3(posZero(1:end),:)=[];
tiempo=datos_emg3(:,1+(1-1)*10); %Senal de tiempo
t=tiempo(:,1)-tiempo(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las
celdas EMG en cero,
n=max(size(t)); %Halla el numero de filas
t3=t(end)*(0:n-1)'/n; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos iguales

datos_emg4=xlsread(['CAMINATA_04.xlsx']); % Se almacena en una matriz
datos_emg

```

```

datos_imu=datos_emg4;
posZero=find(datos_emg4(:,4)==0);
datos_emg4(posZero(1:end),:)=[];
tiempo=datos_emg4(:,1+(1-1)*10); %Señal de tiempo
t=tiempo(:,1)-tiempo(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las
celdas EMG en cero,
n=max(size(t)); %Halla el numero de filas
t4=t(end)*(0:n-1)'/n; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos iguales

datos_emg5=xlsread(['CAMINATA_05.xlsx']); % Se almacena en una matriz
datos_emg
datos_imu=datos_emg5;
posZero=find(datos_emg5(:,4)==0);
datos_emg5(posZero(1:end),:)=[];
tiempo=datos_emg5(:,1+(1-1)*10); %Señal de tiempo
t=tiempo(:,1)-tiempo(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las
celdas EMG en cero,
n=max(size(t)); %Halla el numero de filas
t5=t(end)*(0:n-1)'/n; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos iguales

datos_emg6=xlsread(['CAMINATA_06.xlsx']); % Se almacena en una matriz
datos_emg
datos_imu=datos_emg6;
posZero=find(datos_emg6(:,4)==0);
datos_emg6(posZero(1:end),:)=[];
tiempo=datos_emg6(:,1+(1-1)*10); %Señal de tiempo
t=tiempo(:,1)-tiempo(1,1); %Desplazo el tiempo tomando en cuenta los las
celdas EMG en cero,
n=max(size(t)); %Halla el numero de filas
t6=t(end)*(0:n-1)'/n; %Vuelvo a linealizar el tiempo con pasos iguales

EMGP1=100*(datos_emg1(:,4)-reposo)/(referencia-reposo); %Señal EMG
porcentaje
EMGP2=100*(datos_emg2(:,4)-reposo)/(referencia-reposo); %Señal EMG
porcentaje
EMGP3=100*(datos_emg3(:,4)-reposo)/(referencia-reposo); %Señal EMG
porcentaje
EMGP4=100*(datos_emg4(:,4)-reposo)/(referencia-reposo); %Señal EMG
porcentaje
EMGP5=100*(datos_emg5(:,4)-reposo)/(referencia-reposo); %Señal EMG
porcentaje
EMGP6=100*(datos_emg6(:,4)-reposo)/(referencia-reposo); %Señal EMG
porcentaje

figure(7)
hold on
plot(t1,EMGP1,':','Color',[0 0 1],'LineWidth',2)
plot(t2,EMGP2,':','Color',[0 0 0],'LineWidth',2)
plot(t5,EMGP5,'Color',[0 1 1],'LineWidth',1)
plot(t6,EMGP6,':','Color',[1 0 0],'LineWidth',2)
plot(t3,EMGP3,'Color',[0.8 0.8 0.8],'LineWidth',1)
plot(t4,EMGP4,'Color',[0.6 0.6 0.6],'LineWidth',1)
grid on;box on;
ax = gca;
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
%axis([0 t2(end) yy])
xlabel('Tiempo ( s )','fontsize', 18)
ylabel(['EMG Tibial Caliper LAB ( % )'],'fontsize', 18);

```

```

legend({'Reg 1','Reg 2','Reg 3','Reg 4','Reg 5','Reg
6'}, 'Location', 'northeast')
legend('boxoff')
print('-djpeg', '-r500', '-painters', ['Registros_LAB.jpg'])

P=1:99;
%Normalizacion de senal EMG
[em,xi]= ecdf(EMGP1);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no esta; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF1=interp1(pxi,xi,P);

% % Fit a Johnson Curve:
% jsn_m = f_johnson_fit(EMGP1,'M',2); % fit using moments
% jsn_q = f_johnson_fit(EMGP1,'Q',0); % fit using quantiles

%Normalizacion de senal EMG
[em,xi]= ecdf(EMGP2);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no esta; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF2=interp1(pxi,xi,P);

%Normalizacion de senal EMG
[em,xi]= ecdf(EMGP3);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no estn; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF3=interp1(pxi,xi,P);

%Normalizacion de senal EMG
[em,xi]= ecdf(EMGP4);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no estn; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF4=interp1(pxi,xi,P);

%Normalizacion de senal EMG
[em,xi]= ecdf(EMGP5);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no esta; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF5=interp1(pxi,xi,P);

%Normalizacion de senal EMG
[em,xi]= ecdf(EMGP6);% esto ya da los valores de frecuenciaacumulada fi,
para cada valor de x, pero no esta; en los puntos que nos interesa
pxi=em*100; %se pasa a porcentajes
%ahora calculamos los valores de X en las frecuencias P
APDF6=interp1(pxi,xi,P);

APDF(:,1)=APDF1';
APDF(:,2)=APDF2';
APDF(:,3)=APDF3';
APDF(:,4)=APDF4';
APDF(:,5)=APDF5';

```

```

APDF(:,6)=APDF6';
APDFL=APDF-min(APDF).*ones(99,6);
Apdfm=nanmean(APDFL,2);
figure(8)
hold on
for i=1:6
plot(APDFL(:,i),P,'Color',[0.6 0.6 0.6],'LineWidth',1)
end
plot(Apdfm,P,'Color',[0 0 0],'LineWidth',2)
grid on;box on;
ax = gca;
xx = ax.XLim;
yy = ax.YLim;
axis([0 xx(2) yy])
xlabel('Actividad % EMG tibial','fontsize', 18);
ylabel('Frecuencia acumulada','fontsize', 18)
text(3,10,['P10 = ', num2str(Apdfm(10))],'fontsize', 12)
text(2,50,['P50 = ', num2str(Apdfm(50))],'fontsize', 12)
text(25,90,['P90 = ', num2str(Apdfm(90))],'fontsize', 12)
print('-djpeg','-r500','-painters', ['APDF_LAB.jpg'])

load('resultados.mat')
save resultados.mat APDFA APDFL

```