



IBEROAMERICANA
CORPORACIÓN UNIVERSITARIA

2020

Modelo computacional para la definición del patrón de activación muscular en sujetos con lesión medular que practican el ejercicio de remo sobre ergómetro

Angie Stephanie Vega Toro

Angélica María Ramírez Martínez

Sandra Shefelbine

Fisioterapia

Facultad de Ciencias de la Salud

Corporación Universitaria

Iberoamericana



Modelo computacional para la definición del patrón de activación muscular en sujetos con lesión medular que practican el ejercicio de remo sobre ergómetro

Computational model for the definition of the muscle activation pattern in subjects with spinal cord injury who practice rowing exercise on an ergometer

Angie Stephanie Vega Toro
Corporación Universitaria Iberoamericana

Angélica María Ramírez Martínez
Universidad Central

Sandra Shefelbine
Northeastern University

Enero 15 de 2021

Resumen

La lesión medular (LM) representa una condición patológica caracterizada principalmente por la pérdida de funcionamiento motor debido a la falta de señalización eléctrica dirigida de la médula espinal a la placa motora del músculo. Uno de los tratamientos fisioterapéuticos más efectivos actualmente es el ejercicio de remo sobre ergómetro asistido con electroestimulación (EE), que permite la contracción de algunos de los músculos afectados, y de esta forma el movimiento. Con el protocolo de estimulación utilizado actualmente se han obtenido mejoras cardiovasculares, pero aún no se asegura una fuerza de reacción suficiente para mantener y/o aumentar la integridad del sistema osteomuscular. Así mismo, en los protocolos actuales los sujetos con LM deben aproximarse al movimiento solo con la acción de los músculos flexores y extensores de la rodilla, sin considerar los 14 músculos superficiales en los miembros inferiores que pueden ser activados. Por tanto, se hipotetiza que incluir más músculos en un patrón de activación muscular coordinado, permite obtener valores de fuerza de reacción en los pies mayores a los obtenidos actualmente. El objetivo general del proyecto es establecer el patrón de activación muscular de sujetos con LM durante el ejercicio de remo sobre ergómetro, ante diferentes fuerzas de reacción de los pies, a través de un modelo computacional musculoesquelético. La metodología inicia con la construcción y validación del modelo computacional de cuerpo completo simulando el gesto del remo en sujetos saludables entrenados, a partir del análisis de datos tomados previamente que contemplan variables cinemáticas y cinéticas, dando como resultado las fuerzas, la secuencia de activación y tiempos de activación de los músculos superficiales de miembros inferiores. Posteriormente, se realizará la adaptación de parámetros y variables del modelo computacional construido considerando las posibilidades de activación muscular superficial en miembros inferiores, así como las propiedades de material específicas para el músculo esquelético para sujetos con LM. Finalmente, a partir del modelo computacional se realizará el cálculo de los patrones de activación muscular que generen un incremento en las fuerzas de reacción del pie.

Palabras Clave: Ejercicio del Remo, Lesión Medular, Patrón de Activación Muscular.

Abstract

Spinal cord injury (SCI) represents a pathological condition primarily characterized by loss of motor function due to the lack of targeted electrical signaling from the spinal cord to the muscle motor plate. One of the most effective physiotherapeutic treatments at present is rowing exercise on an electro-stimulation (ES) assisted ergometer, which allows the contraction of some of the affected muscles, and thus movement. With the stimulation protocol currently used, cardiovascular improvements have been obtained, but it still does not ensure sufficient reaction force to maintain and/or increase the integrity of the musculoskeletal system. Likewise, in the current protocols, subjects with LM should approach movement only with the action of the knee flexor and extensor muscles, without considering the 14 superficial muscles in the lower limbs that can be activated. Therefore, it is hypothesized that including more muscles in a coordinated pattern of muscle activation allows for greater reaction force values in the feet than currently obtained. The general objective of the project is to establish the pattern of muscle activation of subjects with LM during rowing exercise on ergometer, in the face of different reaction forces of the feet, through a computational musculoskeletal model. The methodology starts with the construction and validation of the full-body computer model simulating the rowing gesture in healthy trained subjects, from the analysis of previously taken data that consider kinematic and kinetic variables, giving as a result the forces, the activation sequence and activation times of the superficial muscles of the lower limbs. Subsequently, the parameters and variables of the constructed computational model will be adapted considering the possibilities of superficial muscle activation in lower limbs, as well as the specific material properties for skeletal muscle for subjects with LM. Finally, from the computational model, the calculation of the muscle activation patterns that generate an increase in the reaction forces of the foot will be performed.

Key Words: Rowing exercise, Spinal Cord Injury, Muscle Activation Pattern.

Tabla de Contenido

INTRODUCCIÓN.....	6
OBJETIVOS.....	7
Capítulo 1 – Introducción, Fundamentación Conceptual y Teórica.....	8
1.1 Antecedentes y Justificación.....	8
1.2 Fundamentación Conceptual y Teórica.....	10
1.2.1 Lesión Medular.....	10
1.2.2 Ejercicio de Remo.....	10
Capítulo 2 - Aplicación y Desarrollo.....	12
2.1 Construcción y validación del modelo computacional en sujetos saludables entrenados.....	12
2.2 Adaptación del modelo computacional para sujetos con LM.....	14
2.3 Evaluación del patrón de activación muscular en sujetos con LM.....	14
Capítulo 3 – Resultados y Discusión (RESULTADOS PARCIALES).....	16
3.1 Modelo Inicial.....	16
3.2 <i>Scaling</i>	17
3.3 <i>Inverse Kinematics</i>	18
3.2 Modelo Cinemático.....	19
Capítulo 4 – Producción Asociada al Proyecto.....	21
4.1 Aporte de la investigación a la generación de nuevo conocimiento.....	21
4.2 Eventos y Actividades.....	22
Referencias.....	23

INTRODUCCIÓN

La práctica de remo sobre ergómetro con electroestimulación (EE) en sujetos con lesión medular (LM), ha permitido promover la activación de los músculos más grandes del cuerpo (Wilbanks, Rogers, Pool, & Bickel, 2016) así como el movimiento de los miembros inferiores, potenciando un incremento de la actividad cardiovascular.

Estos sujetos con LM buscan imitar el movimiento coordinado que presentan los sujetos saludables durante la práctica de remo sobre ergómetro. Los sujetos saludables logran dicho movimiento gracias a la coordinación voluntaria de 36 músculos de los miembros inferiores en un patrón de activación muscular organizada y secuencial. Sin embargo, como los protocolos actuales de EE en sujetos con LM se enfocan solo en dos grupos musculares: los flexores y extensores de la rodilla (Eckert & Martin, 2017), se han alcanzado recorridos más cortos, así como fuerzas de reacción de los pies casi cuatro veces inferior a la presentada en sujetos saludables. Esta disminución de fuerza conlleva a un menor estímulo en el sistema osteomuscular y cardiovascular (Draghici, Picard, Taylor, & Shefelbine, 2017).

Por lo tanto, para aumentar el efecto del tratamiento en cuanto a la preservación del sistema osteomuscular, es decir, mantener la calidad del músculo (Isidro, 2007), y aumentar la transmisión de la fuerza dirigida al hueso conservando la densidad ósea (Gorgey, Caudill, & Khalil, 2016), se debe incrementar tanto la activación como la fuerza muscular. Para este fin se propone activar de manera coordinada los otros 14 músculos superficiales de los miembros inferiores en los sujetos con LM, bajo la hipótesis de que al incluir más músculos en un patrón de activación muscular coordinado, se pueden obtener valores de fuerza de reacción en los pies mayores a los obtenidos actualmente.

Por tanto, este proyecto pretende dar respuesta a la pregunta de investigación ¿Cuál es el patrón de activación muscular de sujetos con LM en el ejercicio de remo sobre ergómetro que incrementa las fuerzas de reacción en los pies comparado con los protocolos actuales?

OBJETIVOS

Objetivo General

Establecer el patrón de activación muscular de sujetos con LM durante el ejercicio de remo sobre ergómetro, ante diferentes fuerzas de reacción de los pies, a través de un modelo computacional musculoesquelético.

Objetivos Específicos

1. Construir un modelo computacional musculoesquelético en el que se simule el gesto de remo en sujetos saludables entrenados, validado a través de datos de la literatura.
2. Adaptar los parámetros y variables del modelo computacional musculoesquelético a los sujetos con LM con el que se estimen los patrones de activación muscular, obteniendo un gesto similar a los sujetos saludables entrenados.
3. Evaluar el patrón de activación muscular en sujetos con LM a través del modelo computacional de modo que supere la fuerza de reacción del pie, comparada con los protocolos actuales.

Capítulo 1 – Antecedentes, Justificación, Fundamentación Conceptual y Teórica

1.1 Antecedentes y Justificación

La médula espinal tiene como función transmitir la información sensitiva y motora al cuerpo humano. Cualquier daño o lesión en ella puede producir alteraciones de estas funciones por debajo del nivel vertebral afectado (Ruz, 2010). Las principales causas de LM están relacionadas con accidentes de tránsito, accidentes deportivos y traumas por violencia. En el mundo, al menos 500.000 personas sufren lesiones medulares cada año (“OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud,” n.d.), con costos de tratamientos del orden de los 31 billones de pesos anuales (French, Campbell, & Sabharwal, 2007).

Una de las estrategias terapéuticas para el tratamiento de esta lesión desde el punto de vista de la neurorrehabilitación es la electroestimulación funcional (EE) (Cameron, Rodríguez Rodríguez, & GEA Consultoría Editorial., 2009), más específicamente aplicada al ejercicio de remo. En éste, se ejercitan tanto las extremidades superiores inervadas, como los músculos de las extremidades inferiores que se estimulan eléctricamente (Gorgey, Black, Elder, & Dudley, 2009). Con este solo ejercicio se han encontrado mejoras en los sistemas cardiovascular (Gorgey et al., 2009), respiratorio (Wilbanks et al., 2016) (Jung, Park, Lee, & Kim, 2012) y osteomuscular (Gorgey et al., 2016). Este último reflejado en la mejora de los rangos de movimiento, la densidad ósea y la calidad muscular del sujeto.

En protocolos usados actualmente se activan solo dos grupos musculares: cuádriceps e isquiotibiales, encargados de la extensión y flexión de la rodilla, a través de un interruptor on/off presionado a discreción por el sujeto. La activación de estos músculos produce una fuerza que ayuda al desplazamiento del sujeto sobre el ergómetro. La evolución de esta terapia se evalúa a través de sensores en los pies con los que se mide la fuerza de reacción. Si bien se han notado mejoras durante el tratamiento, aún se evidencia fuerzas de reacción menores en sujetos con LM en comparación con los sujetos saludables (Draghici et al., 2017).

Entre las diferentes hipótesis para explicar la reducción en la fuerza, una de las más trabajadas, está relacionada con el número de músculos que se están reclutando durante el ejercicio (Wilbanks et al., 2016) (Draghici et al., 2017); es decir, activar un mayor número de músculos en una secuencia coordinada, podría asegurar una mayor fuerza (Lou, Bergquist, Aldayel, Czitron, & Collins, 2017). Debido a que más de dos músculos pueden cumplir la misma función, es decir, actuar en sinergia, la identificación del patrón de activación muscular en términos de la fuerza y tiempo en el que cada uno de ellos debe contraerse, se convierte en un problema redundante de solución no trivial. Para enfrentar esta dificultad, se hace uso de modelos computacionales musculoesqueléticos, los cuales permiten proponer patrones de activación muscular con los que se guíen las estrategias de electroestimulación de forma no heurística (Wilbanks et al., 2016) (Kim, Park, Lee, & Jeon, 2014). Esta técnica se ha usado de manera consistente en modelos para la actividad muscular en los movimientos de marcha, trote y algunos presentes a nivel de la muñeca (Fagg, Shah, & Barto, 2002) (Haruno & Wolpert, 2005).

Asociado al ejercicio de remo, se han desarrollado diferentes modelos del tipo de control óptimo para analizar el efecto de parámetros como la posición de la silla, rangos fisiológicos y patrones de activación muscular (Gföhler & Lugner, 2004). Dos de los trabajos más cercanos a este proyecto son el realizado por Zarei en 2012, en el que se plantea un modelo matemático de control óptimo resuelto por colocación directa, con el fin de encontrar la fuerza que se requiere hacer para seguir una trayectoria con el mínimo esfuerzo en un tiempo específico, aplicado al bíceps braquial (Khomeini, 2012). Y el planteado por Gawande en 2018, en el que se propone un modelo de dinámica directa dirigida por los músculos, con el que se encuentra el posible movimiento que tendría un sujeto con LM, partiendo del desplazamiento de la silla y la fuerza de reacción de los pies (Gawande, 2018). Sin embargo, de conocimiento de los autores, no existe aún un modelo con el que se obtenga al patrón de activación muscular de sujetos con LM a partir de datos experimentales de cinemática y cinética de carácter tridimensional de sujetos entrenados.

1.2 Fundamentación Conceptual y Teórica

1.2.1 Lesión Medular

La médula espinal tiene una forma cilíndrica, con característica blanda, rodeada por la columna vertebral. Tiene como inicio la unión con el bulbo raquídeo y termina en la carilla superior de la vértebra lumbar 2. Su función radica en la transmisión de información sensitiva hacia las estructuras cerebrales y de forma consecuente participa en la regulación de la función motora y autónoma en el cuerpo humano. Cualquier daño o lesión en la médula espinal, puede producir alteraciones de estas funciones, por debajo del nivel vertebral afectado (Ruz, 2010).

La práctica de ejercicio físico regular es un punto importante en la calidad de vida de los pacientes con LM (Andrews, Gibbons, & Wheeler, 2017) (Jung et al., 2012) (Davoodi, Andrews, Wheeler, & Lederer, 2002). En el tratamiento de éstos pacientes se han desarrollado métodos de activación similares al ejercicio cíclico de la marcha, que permiten un mayor reclutamiento muscular y mejores respuestas a nivel sistémico (Andrews et al., 2017) (Jung et al., 2012) (Davoodi et al., 2002). Uno de los ejercicios adaptados para pacientes con LM es el ejercicio del remo sobre ergómetro a través del uso de una máquina instrumentada.

1.2.2 Ejercicio del Remo

El ejercicio del remo puede ser desarrollado en ambientes naturales y en espacios cerrados. Para éste último caso, se han desarrollado máquinas que simulan la ejecución del ejercicio denominadas ergómetro de remo, compuestas por un manillar el cual es halado por el sujeto haciendo girar el volante de inercia o también llamado damper que simula la resistencia de la palada en el agua. Adicionalmente, los pies se encuentran apoyados y asegurados en una base sujeta a lo largo del eje central de la máquina, e igualmente se tiene una silla que se desliza sobre el riel vertical (Hofmijster, n.d.).

El gesto de movimiento del remo se compone de dos fases, el pase y la recuperación. En el primero el remero inclina su cuerpo hacia atrás con las rodillas extendidas y los brazos flexionados hacia atrás de la rueda volante, efectúa todo el trabajo inicialmente con las piernas y la espalda, y al finalizar con los hombros y los brazos. En la recuperación se retoma la posición inicial primero extendiendo los brazos y doblando el torso hacia adelante con el fin de evitar roces entre las rodillas y las manos al mover el asiento hacia el frente (Kleshnev, 2004).

Capítulo 2 - Aplicación y Desarrollo

El trabajo que aquí se presenta se enmarca dentro de la investigación proyectiva con el que se obtendrá un patrón de activación muscular de los miembros inferiores en sujetos con LM aplicado al ejercicio del remo sobre ergómetro. Se divide en las siguientes fases para el cumplimiento de los objetivos específicos planteados: Construcción y validación de modelo computacional en sujetos saludables entrenados, adaptación de modelo computacional para sujetos con LM, y evaluación del patrón de activación muscular en sujetos con LM.

2.1 Construcción y validación del modelo computacional en sujetos saludables entrenados

Previamente al desarrollo de este proyecto, este mismo grupo de trabajo adquirió datos correspondientes a las variables cinemáticas y cinéticas de sujetos saludables entrenados (Vega Toro & Ramírez Martínez, 2018), realizando el ejercicio del remo sobre un ergómetro instrumentado en el laboratorio de análisis de movimiento de la Universidad Central (“CIMM2017_formato_extenso,” n.d.). Usando como variables de entrada los datos del movimiento de cada sujeto entrenado saludable, se definirá la trayectoria que deben seguir cada uno de los marcadores de un modelo computacional musculoesquelético construido en el software OpenSim.

El modelo virtual consiste en 20 segmentos articulados (compuesto por tronco, cabeza, extremidades inferiores y superiores) y 34 músculos del segmento inferior, que corresponde a un modelo musculoesquelético del cuerpo completo (Delp et al., 2007). La programación del modelo es modificada para definir los marcadores de acuerdo a los dispuestos en el laboratorio, así como para definir los grados de libertad y rangos de movimiento de cada una de las articulaciones en estudio. Así mismo, de valores obtenidos de la literatura, se establecen los parámetros de material del músculo basándose en el modelo de Hill (D. W. Hill, Alain, & Kennedy, 2003) (H. Hill, 2002), tales como la máxima fuerza isométrica, la longitud óptima de la fibra, y el ángulo de penación de la misma.

En el análisis se escala el modelo de acuerdo a las principales medidas antropométricas de cada sujeto y la ubicación de los marcadores, para dar precisión al proceso de modelado. Posteriormente se usan las posiciones dinámicas de los marcadores con lo que se halla los ángulos de cada articulación (cinemática inversa). Después de este paso, se estiman los momentos articulares a partir de los datos de ángulos y de fuerzas de reacción, cumpliendo las condiciones de equilibrio dinámico y las condiciones de frontera o contorno.

Para calcular el nivel de activación muscular y el tiempo de activación de cada uno de los músculos utilizados, se aplica al modelo anterior un algoritmo de control muscular computarizado (CMC por sus siglas en inglés), basado en la teoría de control óptima. La mayoría de estos modelos se desarrollan bajo el marco de trabajo de esta teoría, ganando un espacio reconocido en el postulado teórico de la coordinación motora debido a que se puede especificar una única solución a través de la minimización de una función de costo (Pedotti, Krishnan, & Stark, 1978) (Crowninshield & Brand, 1981) (Davy & Audu, 1987).

Este algoritmo consiste en la combinación de un control proporcional derivativo (PD) y una optimización estática. En el primer caso, el PD corrige la aceleración calculada a través del promedio ponderado de la velocidad y la posición deseadas versus sus valores experimentales. En el segundo, la optimización estática minimiza y distribuye las fuerzas a lo largo de los músculos restringidos, para que la aceleración sea similar a la experimental.

Las salidas obtenidas de este análisis son: un modelo computacional del cuerpo completo simulando el gesto del remo, las fuerzas efectuadas y el tiempo en que se activan y desactivan cada uno de los músculos durante la ejecución del movimiento. Estos resultados permiten la validación del modelo, a través de la verificación de los parámetros que deben arrojar una activación muscular similar a la reportada en datos de EMG de la literatura para este mismo tipo de sujetos.

2.2 Adaptación del modelo computacional para sujetos con LM

Se sustituyen los treinta y cuatro -34- músculos del modelo computacional de sujetos saludables entrenados construido previamente, por los catorce -14- músculos superficiales de los miembros inferiores susceptibles a ser activados en sujetos con LM.

Una de las partes más importantes de la adaptación del modelo radica en establecer las propiedades de material específicas para el músculo esquelético de sujetos con LM. En estos casos, parámetros como la fuerza isométrica máxima, la longitud óptima de la fibra, el ángulo de penación de la misma y el área transversal varían de acuerdo al deterioro del músculo causado por la atrofia muscular. Esto es incluido en el modelo.

Se simula un sujeto con LM sentado sobre el ergómetro, el cual debe seguir el mismo movimiento y las fuerzas de reacción obtenidas en el objetivo anterior. Con ello se calcula cuál sería la activación de cada uno de los músculos incluidos en el modelo, así como los tiempos en que deben estar activos para este caso.

La salida obtenida de este objetivo es un modelo con el que se puede calcular el patrón de activación muscular para sujetos con LM.

2.3 Evaluación del patrón de activación muscular en sujetos con LM

Las fuerzas de reacción del pie logradas por sujetos con LM usando los protocolos de activación actuales, pueden disminuir hasta el 25% de las fuerzas arrojadas por sujetos saludables (Draghici et al., 2017). Por tal razón, en este paso de la metodología se utiliza el modelo de cálculo de patrón de activación muscular para pacientes con LM, variando los valores de la fuerza de reacción de los pies entre el 25% y el 100%, con lo que se calculan los diferentes patrones de activación muscular para cada caso.

Estos patrones se analizan extrayendo las sinergias musculares a través el algoritmo de factorización de matriz no negativa. También se identifican la coactivación muscular y el

patrón de reclutamiento temporal por medio del vector y el coeficiente de activación de sinergia propuesto por Saito (Saito, Tomita, Ando, Watanabe, & Akima, 2018). Con estos resultados se plantea un patrón de activación muscular de miembros inferiores para sujetos con LM en el ejercicio de remo sobre ergómetro dependiendo de la fuerza de reacción deseada.

Capítulo 3 – Resultados y Discusión

3.1 Construcción y validación del modelo computacional en sujetos saludables entrenados

3.1.1 Modelo Inicial

Inicialmente se desarrolla el modelo de cuerpo completo en el Sistema de Análisis SMART-Tracker @ 50Hz (BTS Bioeng, Italia). El cual es estructurado con los marcadores que fueron colocados en los sujetos durante la evaluación previa Figura 1.

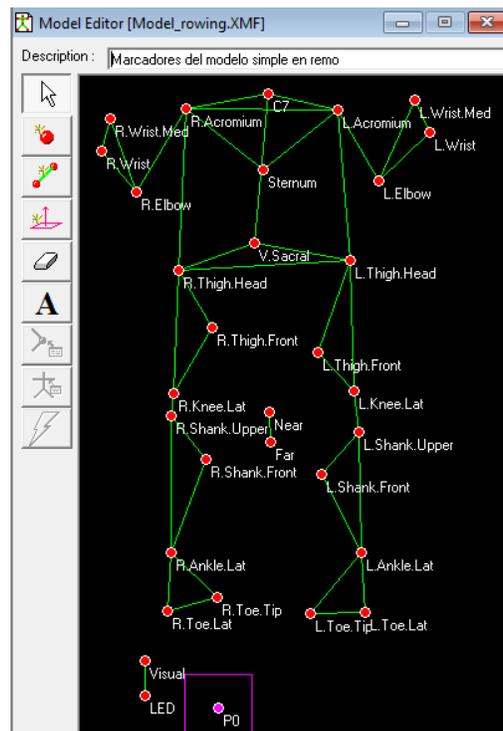


Figura 1. Modelo Inicial

A continuación se realiza el proceso de Tracker de todo el tiempo de evaluación de 6 marcadores predeterminados (Near, Far, Visual, Led y Fuerza). Con éste tracker se realiza la exportación de los resultados obtenidos en los formatos específicos. En el Software MatLab se analizan las gráficas del comportamiento cinético y cinemático para determinar el tiempo en el que se presentan 3 ciclos de movimiento y se incluye en el

segundo de ellos el dato de mayor fuerza. Con este tiempo se realiza un nuevo tracker pero esta vez de todos los marcadores Figura 2.

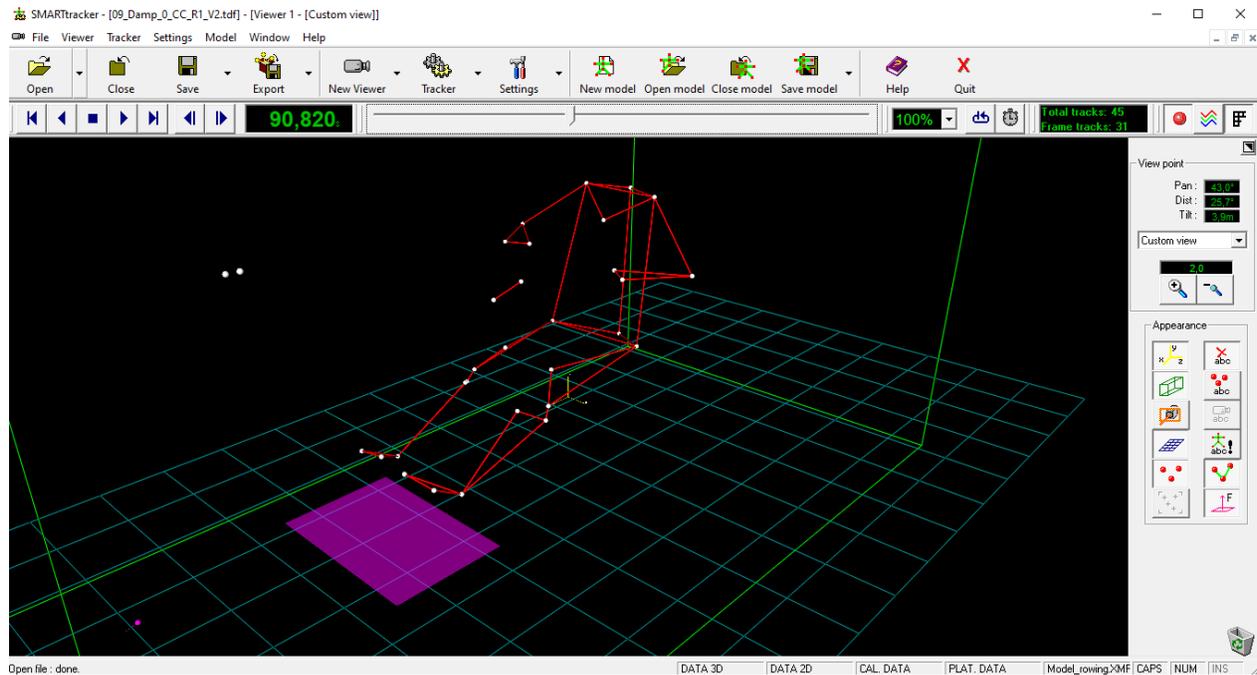


Figura 2. Tracker del ejercicio del remo sobre ergómetro.

Se obtiene entonces un modelo gráfico dinámico de la cinemática con el cual se exporta la información en los formatos específicos para ser trabajada en el modelo del Software OpenSim. En la reconstrucción del modelo se tienen como resultado los siguientes dos procesos: Scaling e Inverse Kinematics.

3.1.2 Scaling

Se obtiene inicialmente un modelo del cuerpo completo en el que se establece la base para montar el modelo de la cinemática Figura 3.

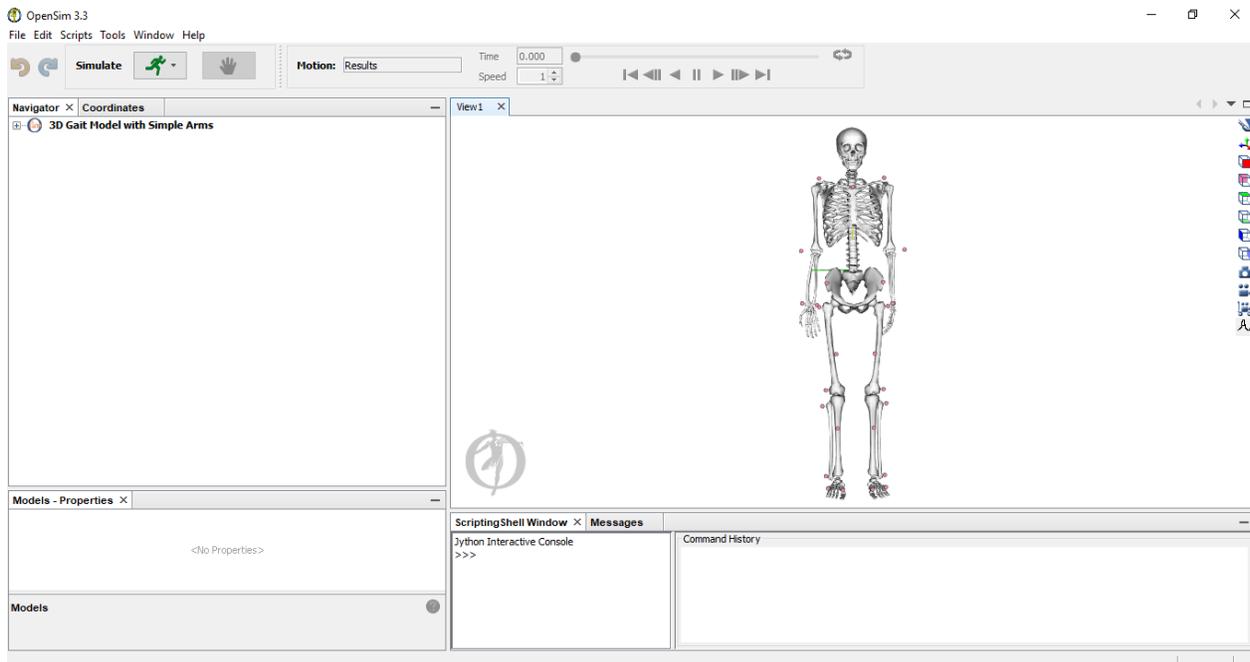


Figura 3. Modelo Scaling

A ese modelo se le ajustan los parámetros de las medidas antropométricas de cada sujeto evaluado de manera específica. El proceso de “scaling” se basa en reconstruir los marcadores virtuales de los centros articulares que serán evaluados en el modelo, a partir de la ubicación de los marcadores anatómicos ubicados sobre el sujeto.

3.1.3 Inverse Kinematics

Sobre el último modelo obtenido se construye el modelo dinámico en el cual se cargan los datos obtenidos del proceso de tracker del modelo inicial, considerando igualmente los datos de la fuerza de reacción de los pies. El proceso de “Inverse Kinematics” consiste en estimar los ángulos de las articulaciones a partir del modelo obtenido del “scaling” y de los datos tomados de cada sujeto Figura 4.

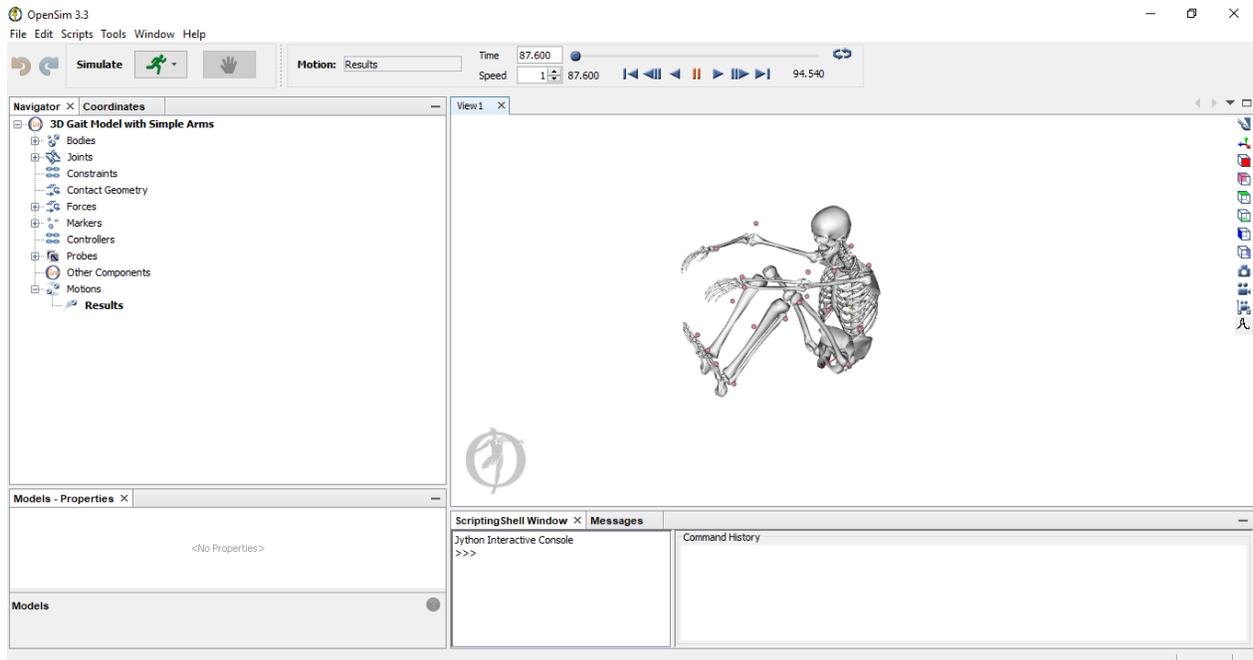


Figura 4. Proceso Inverse Kinematics

3.1.4 Modelo Cinemático

Los resultados obtenidos en los numerales anteriormente explicados se reproducen para los 5 sujetos entrenados en el ejercicio de remo sobre ergómetro y que fueron evaluados previamente. Del análisis de los sujetos se obtiene el modelo cinemático para las principales articulaciones, el cual se explica a continuación con las gráficas de movimiento por ciclos.

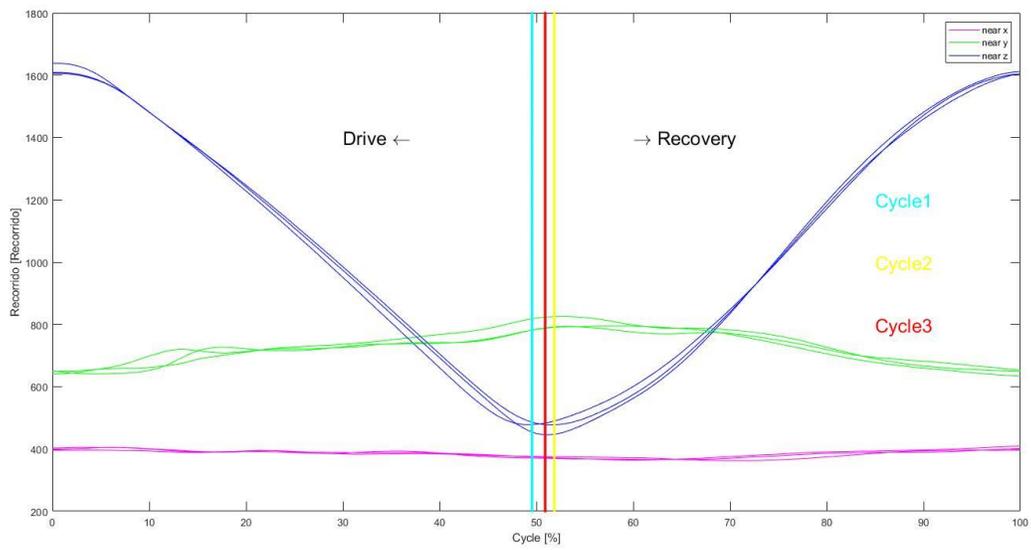


Figura 5. Resultado de los ciclos de movimiento según el comportamiento del handle

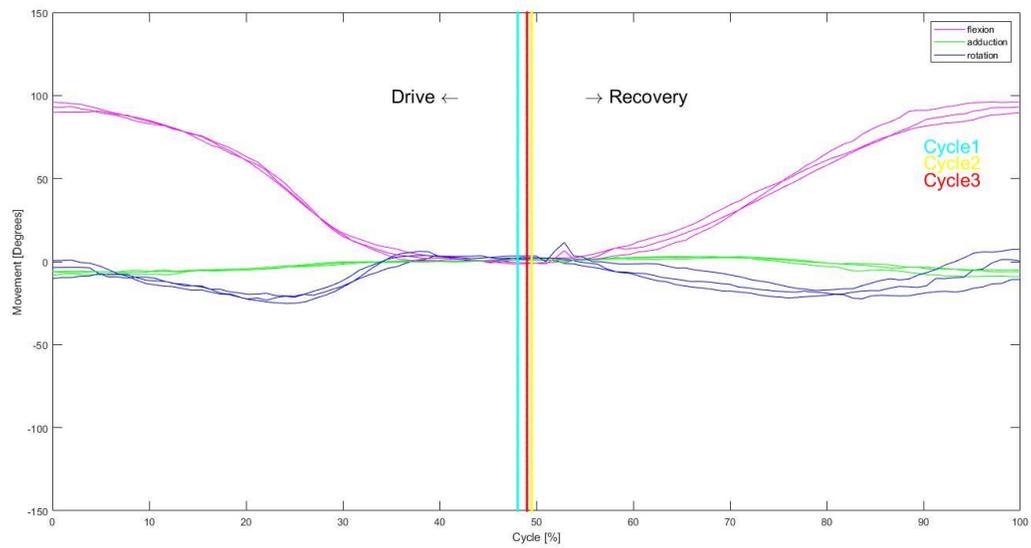


Figura 6. Gráfica de movimiento en la cadera

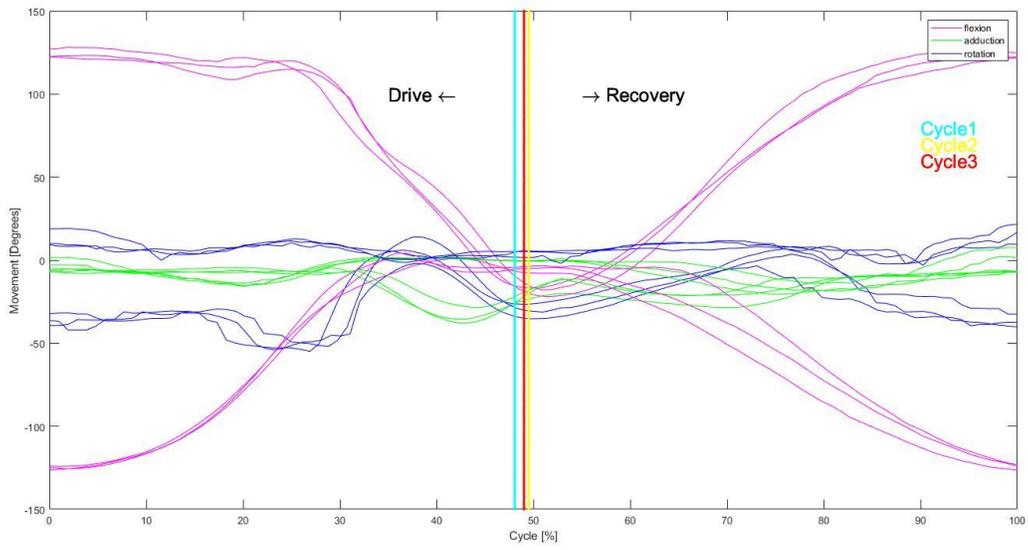


Figura 7. Gráfica de movimiento en la rodilla

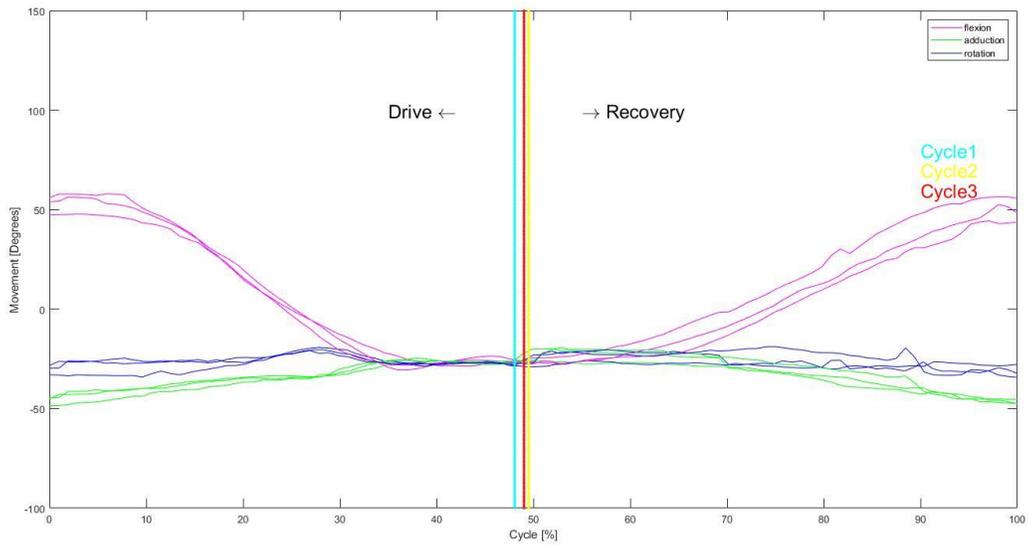


Figura 8. Gráfica de movimiento en el tobillo

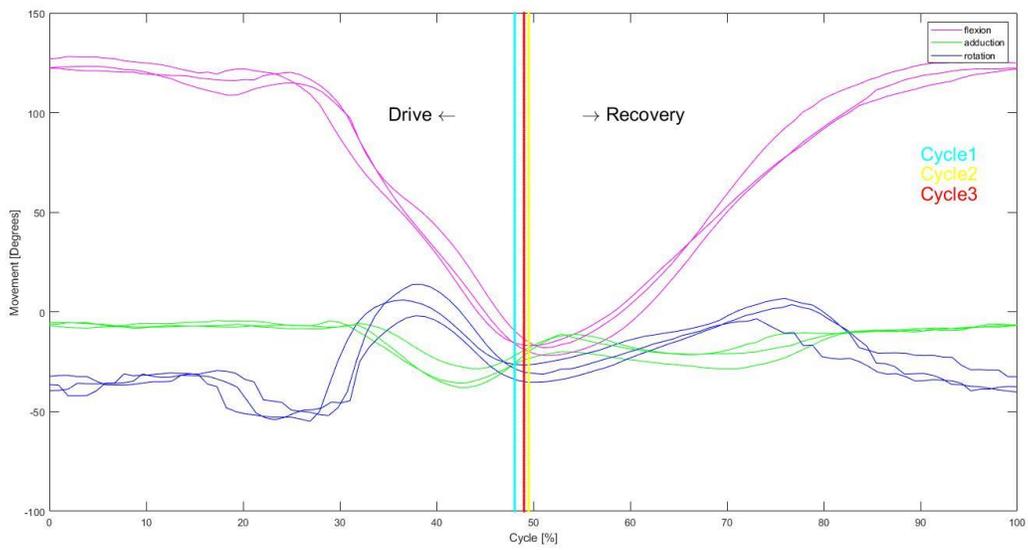


Figura 9. Gráfica de movimiento en el hombro

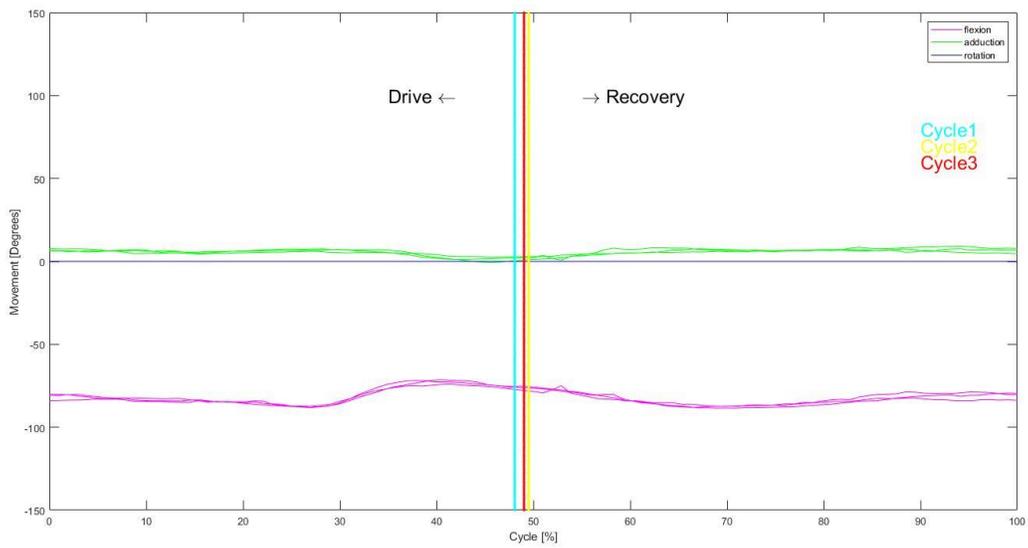


Figura 10. Gráfica de movimiento en la columna lumbar

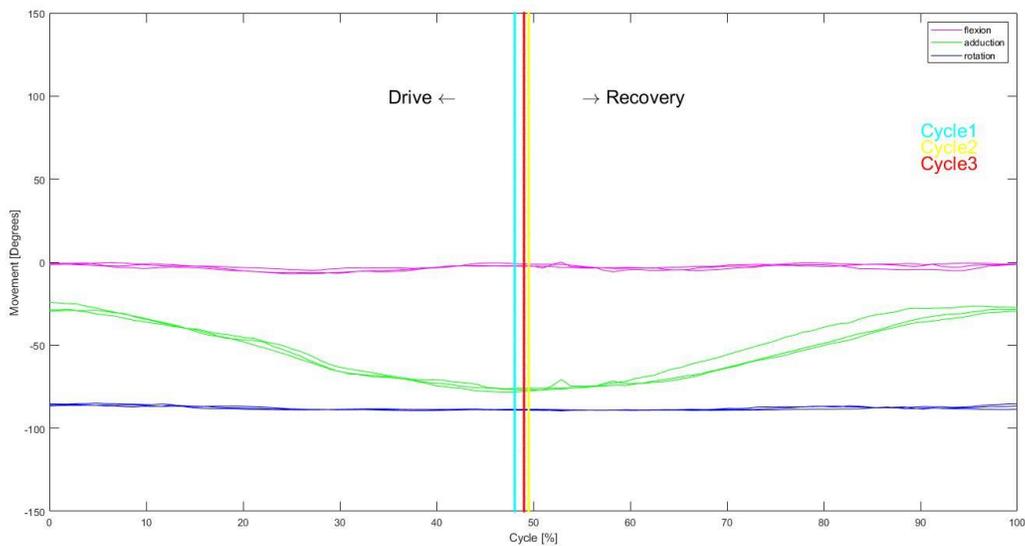


Figura 11. Gráfica de movimiento en la pelvis

3.2 Adaptación del modelo computacional para sujetos con LM

Para la adaptación de modelo computacional en sujetos con LM se partió del análisis de fases del ciclo normal del remo, por tanto a partir del trabajo con la cinemática realizado previamente en el presente trabajo se desarrolló el modelo, teniendo en cuenta las siguientes características:

- ✓ Análisis de la metodología Finite State Machines (FSMs), la cual se basa en una abstracción útil para circuitos secuenciales con estados que definen la operación de un mecanismo.
- ✓ Descripción de fases y subfases de movimiento en el ejercicio del remo, así como las posibles transiciones entre cada una.
- ✓ Análisis de los principales estados de cambio durante la ejecución del ejercicio.
- ✓ Desarrollo de las fuerzas en el handle y en las plataformas, tomando en cuenta datos de la literatura.
- ✓ Proyectar el modelo para un controlador automático de EEF (Estimulación Eléctrica Funcional).

- ✓ Análisis los niveles de estado finito en los cuales aplican los momentos de transición a la información sensorial de entrada para identificar el estado actual en el ciclo de remo y así más adelante enviar información al controlador de la EEF.
- ✓ El análisis cinemático realizado previamente servirá de retroalimentación al momento de la puesta en marcha sobre el sujeto real con LM.

A continuación, se presenta el diagrama de la metodología FSMs analizada con base en la cinemática estudiada Figura 12.

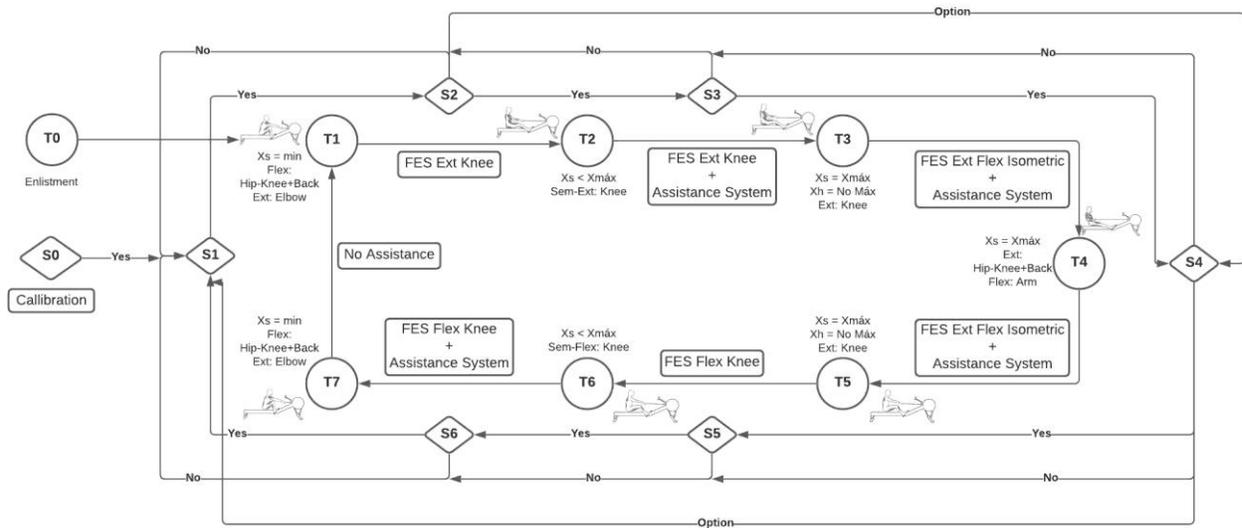


Figura 12. Diagrama de Estados de Fase del modelo computacional para sujetos con LM

3.3 Evaluación del patrón de activación muscular en sujetos con LM

Junto al Diagrama de Estados de Fase mostrado en la Figura 12, se analiza en cada estado según sus fases en el ciclo de movimiento del ejercicio del remo, el comportamiento de la velocidad y la posición tanto de la silla como del handle; esto para poder retroalimentar la evaluación del patrón de activación muscular en sujetos con LM (Tabla 1 y Tabla 2).

SILLA				SILLA				SILLA				SILLA				SILLA				SILLA				SILLA											
SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN		SPFN					
Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 1	Ciclo 2				
Fases	%	D. mm	%	D. mm	Fases	%	D. mm	%	D. mm	Fases	%	D. mm	%	D. mm	Fases	%	D. mm	%	D. mm	Fases	%	D. mm	%	D. mm	Fases	%	D. mm	%	D. mm	Fases	%	D. mm	%	D. mm	
Catch	0	1300	1.69	1353	Catch	0	1365	0	1365	Catch	0	1599	1.12	1550	Catch	0	1475	0	1475	Catch	0	1462	3.64	1359	Catch	0	1592	1.58	1522	Catch	0	1544.3	3.97	1552.4	
Drive MAX	25.51	1880	30.51	1874	Drive MAX	35.71	2008	33.33	2002	Drive MAX	31.2	2211	29.67	2202	Drive MAX	28.38	2022	25.68	2022	Drive MAX	34	2036	27.27	2037	Drive MAX	40.86	2035	33.81	2140	Drive MAX	21.78	2203.6	25.24	2233.3	
Finish	42.62	1886	44.07	1881	Finish	49.5	2014	48	2016	Finish	41.15	2204	41.75	2207	Finish	37.84	2015	37.84	2014	Finish	46	2039	42.63	2040	Finish	50.7	2139	41.9	2144	Finish	36.63	2242.3	35.92	2235.2	
Recovery MAX	68.65	1952	64.41	1893	Recovery MAX	61.9	2056	58.97	2058	Recovery MAX	52.1	2197	50.45	2199	Recovery MAX	62.51	2025	61.51	2024	Recovery MAX	62	2041	58.18	2049	Recovery MAX	56.35	2136	52.71	2112	Recovery MAX	60.4	2201.5	55.24	2215.1	
Drive	100	1359	100	1353	Drive	100	1348	100	1343	Drive	100	1565	100	1577	Drive	100	1475	100	1485	Drive	100	1526	95.55	1500	Drive	100	1608	100	1597	Drive	100	1542.2	97.09	1537.2	
Handle					Handle					Handle				Handle				Handle																	

Tabla 1. Análisis de la posición de la silla y el handle para el patrón de activación muscular en sujetos con LM (Ver Anexos al informe)

SPN HANDLE (CICLO 1)	CICLO (%)	VELOCIDAD (mm/seg)	SPN SILLA (CICLO 1)	CICLO (%)	VELOCIDAD (mm/seg)
Drive - Handle pull	1.64 - 8.2	47.5 - 1798	Drive	4.92 - 13.11	550 - 1425
Drive	14.75 - 18.03	1803 - 2083	Drive	14.75 - 26.23	1425 - 225
Drive	24.59 - 26.23	2150 - 2325	Finish	26.23 - 36.07	225 - (-25)
Finish	34.43 - 42.62	2050 - (-25)	Recovery	67.21 - 78.69	0 - (-1025)
Recovery	42.62 - 49.18	(-25) - (-325)	Catch	90.16 - 100	(-1000) - (-125)
Recovery	49.18 - 55.74	(-325) - (-1175)			
Recovery	55.74 - 63.93	(-1175) - (-1675)			
Catch	83.67 - 100	(-1530) - (-327.5)			
SPS HANDLE (CICLO 1)	CICLO (%)	VELOCIDAD (mm/seg)	SPS SILLA (CICLO 1)	CICLO (%)	VELOCIDAD (mm/seg)
Drive - Handle pull	2.38 - 11.9	230.2 - 2437	Drive	2.38 - 16.67	25 - 1650
Drive	28.57 - 30.95	2593 - 2983	Drive	16.67 - 30.95	1650 - 300
Finish	40.48 - 50	2509 - (-163)	Finish	38.1 - 50	25 - 100
Recovery	50 - 59.52	(-163) - (-2730)	Recovery	54.76 - 71.43	125 - (-825)
Catch	83.33 - 100	(-2333) - (-119.9)	Catch	88.1 - 100	(-1150) - 75
SLM HANDLE (CICLO 1)	CICLO (%)	VELOCIDAD (mm/seg)	SLM SILLA (CICLO 1)	CICLO (%)	VELOCIDAD (mm/seg)
Drive - Handle pull	0 - 15.05	0 - 1121	Drive	12.89 - 18.27	515.1 - 2061
Finish	39.8 - 45.16	14.71 - (-60.61)	Finish	18.27 - 32.26	2067 - (-121.2)
Recovery	45.16 - 47.31	(-60.61) - (-1030)	Recovery	55.91 - 79.57	(-60.61) - (-909.1)
Catch	87.11 - 100	(-1176) - (-363.6)	Catch	86.01 - 100	(-848.5) - (-272.7)

Tabla 2. Análisis de la velocidad de la silla y el handle para el patrón de activación muscular en sujetos con LM (Ver Anexos al informe)

Capítulo 4 – Producción Asociada al Proyecto

4.1 Aporte de la investigación a la generación de nuevo conocimiento

El aporte principal de este proyecto de investigación es la generación de un patrón de activación muscular del ejercicio de remo sobre ergómetro para sujetos con LM, que considera entre otras variables las propiedades de material específicas para el músculo

esquelético, y que parte de un análisis computacional. Igualmente, se aporta una metodología para la construcción de un modelo computacional musculoesquelético que simula el gesto del remo a partir de la evaluación tridimensional de datos cinemáticos y cinéticos, permitiendo dar como resultado fuerzas y tiempos de activación y desactivación muscular durante la ejecución del movimiento.

Con de la generación del patrón de activación muscular y el modelo computacional en este proyecto, se evidencia la implementación de un análisis para el cálculo de la activación muscular, a partir de un algoritmo de control muscular computarizado (CMC); así como también se muestra la aplicación de un procedimiento que identifica las coactivaciones musculares y el patrón de reclutamiento temporal por medio del análisis de sinergias musculares. Estas metodologías representan un aporte para futuras investigaciones en el campo del análisis del movimiento.

El patrón de activación muscular generado en este proyecto es uno de los insumos principales para la propuesta de un nuevo protocolo de FES para el uso de sujetos con LM en la máquina de remo sobre ergómetro, fortaleciendo los protocolos de rehabilitación que utilizan este tipo de ejercicio. Así mismo, se extiende como herramienta de definición de protocolos de control de señales de dispositivos de asistencias como exoesqueletos, prótesis, neuroprótesis, entre otros, que imitan o restauran el movimiento humano.

Adicionalmente, en el campo del control de movimiento, los aportes que se desprenden de este proyecto permiten una mirada más amplia al entendimiento de la expresión biomecánica en el gesto motor del ejercicio del remo, relacionando los temas de control óptimo, activación y sinergia muscular. Clínicamente, esto es fundamental para el diagnóstico, tratamiento y pronóstico de patologías relacionadas con la alteración en el movimiento, permitiendo analizar de una manera diferente el control neuromuscular y proponer protocolos de rehabilitación que busquen fortalecer la recuperación funcional (Roh et al., 2018).

4.2 Eventos y Actividades

A continuación, se presenta la relación del evento al que se proyecta participar en el marco del desarrollo del proyecto de investigación:

EVENTO: “World Physiotherapy Congress 2021”.

TIPOLOGÍA: Aprobación como Ponencia Oral.

TÍTULO DE LA PONENCIA: ANALYSIS OF MOTOR LEARNING IN ROWING FROM THE STUDY OF KINEMATICS.

FECHA – LUGAR: 9 – 11 de Abril de 2021 – Dubai.

Igualmente, en el marco del presente proyecto se ha dado la generación de un curso que se encuentra actualmente en fase de construcción y virtualización de contenidos, el cual se titula:

CUANTIFICACIÓN AUTOMÁTICA DE LA FUERZA MUSCULAR.

En este curso se busca responder al interrogante de la fuerza que realizan los diferentes músculos del cuerpo asociados a un movimiento en específico. Para ello se abordan las preguntas básicas de quién, cómo y cuánto.

El quién da cuenta de todas las características propias del individuo que está realizando la acción. Esto considera sus particularidades anatómicas, medidas antropométricas y características musculares.

El cómo se asocia tanto a la forma en que el sujeto realiza el movimiento así como la manera de adquirirlo. Para ello se suelen usar sistemas de video, que serán estudiados de forma bidimensional y tridimensional.

El cuánto se refiere a los cálculos cinemáticos de las articulaciones (ángulos, velocidades y aceleraciones), así como los cálculos cinéticos de fuerzas y momentos articulares. Este

procedimiento se realiza de forma computacional, como elemento previo a la estimación final de las fuerzas musculares.

Para aplicar estos conceptos, se elige el típico movimiento de la marcha que nos permitirá comparar con otros valores de la literatura. También se desarrollará otro tipo de movimiento, como el del remo sobre ergómetro, ya que utiliza la mayoría de segmentos del cuerpo.

El curso se realizará con una componente de clases teóricas, y una componente de mayor número de horas de talleres aplicados sobre el software de análisis de movimiento y cálculo de fuerzas OpenSim.

Referencias

- ✓ Andrews, B., Gibbons, R., & Wheeler, G. (2017). Development of Functional Electrical Stimulation Rowing: The Rowstim Series. *Artificial Organs*, 41(11), E203–E212. <https://doi.org/10.1111/aor.13053>
- ✓ Cameron, M. H., Rodríguez Rodríguez, L.-P., & GEA Consultoría Editorial. (2009). *Agentes físicos en rehabilitación : de la investigación a la práctica*. Elsevier. Retrieved from https://books.google.com.co/books/about/Agents_Fisicos_en_Rehabilitacion.html?hl=es&id=SzOSEZqPiDMC&redir_esc=y
- ✓ CIMM2017_formato_extenso. (n.d.).
- ✓ Crowninshield, R. D., & Brand, R. A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11), 793–801. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90035-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90035-X)
- ✓ Davoodi, R., Andrews, B. J., Wheeler, G. D., & Lederer, R. (2002). Development of an Indoor Rowing Machine With Manual FES Controller for Total Body Exercise in Paraplegia. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(3), 197–203. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2002.802880>
- ✓ Davy, D. T., & Audu, M. L. (1987). a Dynamic Optimization Technique. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 187–201.
- ✓ Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement, 54(11), 1940–1950.
- ✓ Draghici, A. E., Picard, G., Taylor, J. A., & Shefelbine, S. J. (2017). Assessing kinematics and kinetics of functional electrical stimulation rowing. *Journal of Biomechanics*, 53, 120–126. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.007>
- ✓ Eckert, M. J., & Martin, M. J. (2017). Trauma: Spinal Cord Injury. *Surgical Clinics of North America*, 97(5), 1031–1045. <https://doi.org/10.1016/j.suc.2017.06.008>
- ✓ Fagg, A. H., Shah, A., & Barto, A. G. (2002). A Computational Model of Muscle Recruitment for Wrist Movements. *Journal of Neurophysiology*, 88(6), 3348–3358. <https://doi.org/10.1152/jn.00621.2002>

- ✓ French, D. D., Campbell, R. R., & Sabharwal, S. (2007). Health Care Costs for Patients With Chronic Spinal Cord Injury in the Veterans Health Administration, (May 2006), 477–481.
- ✓ Gawande. (2018). *Forward dynamics of functional electrical stimulation (FES) rowing for individuals with spinal cord injury (SCI)*. Northeastern University. <https://doi.org/10.17760/D20294169>
- ✓ Gföhler, M., & Lugner, P. (2004). Dynamic simulation of FES-cycling: Influence of individual parameters. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(4), 398–405. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2004.836778>
- ✓ Gorgey, A. S., Black, C. D., Elder, C. P., & Dudley, G. A. (2009). Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(9), 684–692. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.3045>
- ✓ Gorgey, A. S., Caudill, C., & Khalil, R. E. (2016). Effects of once weekly NMES training on knee extensors fatigue and body composition in a person with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 39(1), 99–102. <https://doi.org/10.1179/2045772314y.0000000293>
- ✓ Haruno, M., & Wolpert, D. M. (2005). Optimal Control of Redundant Muscles in Step-Tracking Wrist Movements. *Journal of Neurophysiology*, 94(6), 4244–4255. <https://doi.org/10.1152/jn.00404.2005>
- ✓ Hill, D. W., Alain, C., & Kennedy, M. D. (2003). Modeling the Relationship between Velocity and Time to Fatigue in Rowing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(12), 2098–2105. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000099111.78949.0E>
- ✓ Hill, H. (2002). Dynamics of coordination within elite rowing crews: Evidence from force pattern analysis. *Journal of Sports Sciences*, 20(2), 101–117. <https://doi.org/10.1080/026404102317200819>
- ✓ Hofmijster, M. (n.d.). *Mechanics and Energetics of Rowing*.
- ✓ Isidro, F. (2007). *Manual del entrenador personal: del fitness al wellness*. Editorial Paidotribo.
- ✓ Jung, D. W., Park, D. S., Lee, B. S., & Kim, M. (2012). Development of a motor driven rowing machine with automatic functional electrical stimulation controller for individuals with paraplegia; a preliminary study. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 36(3), 379–

385. <https://doi.org/10.5535/arm.2012.36.3.379>

- ✓ Khomeini, I. (2012). *PREDICTIVE SIMULATION OF ROWING EXERCISE MILAD ZAREI Bachelor of Science in Mechanical Engineering.*
- ✓ Kim, D. I., Park, D. S., Lee, B. S., & Jeon, J. Y. (2014). A six-week motor-driven functional electronic stimulation rowing program improves muscle strength and body composition in people with spinal cord injury: A pilot study. *Spinal Cord*, 52(8), 621–624. <https://doi.org/10.1038/sc.2014.76>
- ✓ Kleshnev, V. (2004). Rowing Biomechanics : Technology and Technique Information, 1–14.
- ✓ Lou, J. W. H., Bergquist, A. J., Aldayel, A., Czitron, J., & Collins, D. F. (2017). Interleaved neuromuscular electrical stimulation reduces muscle fatigue. *Muscle and Nerve*, 55(2), 179–189. <https://doi.org/10.1002/mus.25224>
- ✓ OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud. (n.d.). Retrieved May 19, 2020, from <https://www.paho.org/es>
- ✓ Pedotti, A., Krishnan, V. V., & Stark, L. (1978). Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38(1–2), 57–76. [https://doi.org/10.1016/0025-5564\(78\)90018-4](https://doi.org/10.1016/0025-5564(78)90018-4)
- ✓ Roh, J., Beer, R. F., Lai, A., Rho, M., Karvelas, K. R., Nader, A. M., ... Rymer, W. Z. (2018). The effects of selective muscle weakness on muscle coordination in the human arm. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/5637568>
- ✓ Ruz, A. E. de. (2010). *Lesión medular: enfoque multidisciplinario*. Editorial Médica Panamericana. Retrieved from https://books.google.com.co/books?id=FJ_4QwAACAAJ&dq=LESION+MEDULAR+LIBRO+PANAMERICANA&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwic2Yfv9vTdAhWorVkkKHbffDnEQ6AEIKDAA
- ✓ Saito, A., Tomita, A., Ando, R., Watanabe, K., & Akima, H. (2018). Muscle synergies are consistent across level and uphill treadmill running. *Scientific Reports*, 8(1), 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-24332-z>
- ✓ Vega Toro, A. S., & Ramírez Martínez, A. M. (2018). *Diferencia cinemática y cinética en el ejercicio de remo sobre ergómetro, entre personas entrenadas y no entrenadas*. Bogotá, Colombia.

- ✓ Wilbanks, S. R., Rogers, R., Pool, S., & Bickel, C. S. (2016). Effects of functional electrical stimulation assisted rowing on aerobic fitness and shoulder pain in manual wheelchair users with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 39(6), 1–10. <https://doi.org/10.1179/2045772315Y.0000000052>