

ESTIMACIÓN DE LA FATIGA MUSCULAR DURANTE EJERCICIOS DINÁMICOS

Autor:
José Rendón Couce

Tutores:
Francisco Javier Cuadrado Aranda
Florian Guy Bernard Michaud

Grado en Ingeniería Mecánica

Julio de 2025



1. Antecedentes.



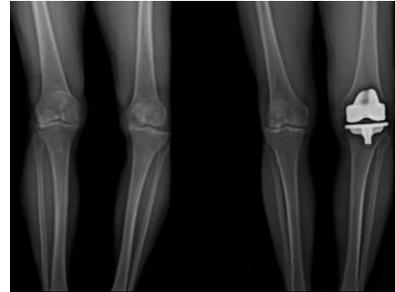
1.1. Análisis de movimiento.



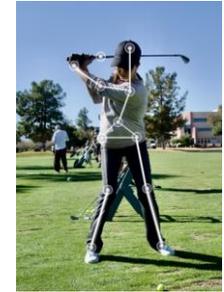
Diagnóstico médico



Evaluación y seguimiento de tratamientos

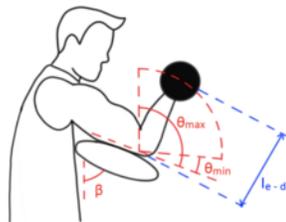


Deporte y rendimiento



Niveles de análisis

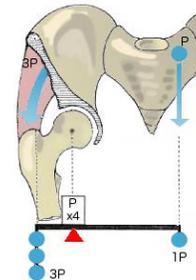
Cinemático



Dinámico



Muscular



1.2. Simulación por ordenador.

- Alta dificultad de computar las fuerzas musculares por la alta diversidad entre los seres humanos y la dificultad de obtener datos experimentales.
- Existen pocos trabajos científicos que combinan la simulación de la fuerza muscular y la fatiga muscular.
- En un estudio previo, los investigadores del LIM lograron combinar con éxito diferentes modelos para la simulación de un **ejercicio de alta intensidad combinando dinámica multicuerpo y fatiga muscular** (Michaud et al. 2023).

- Sin embargo, este trabajo también destacó el **desafío de obtener modelos específicos para cada sujeto y precisos para ejercicios dinámicos.**

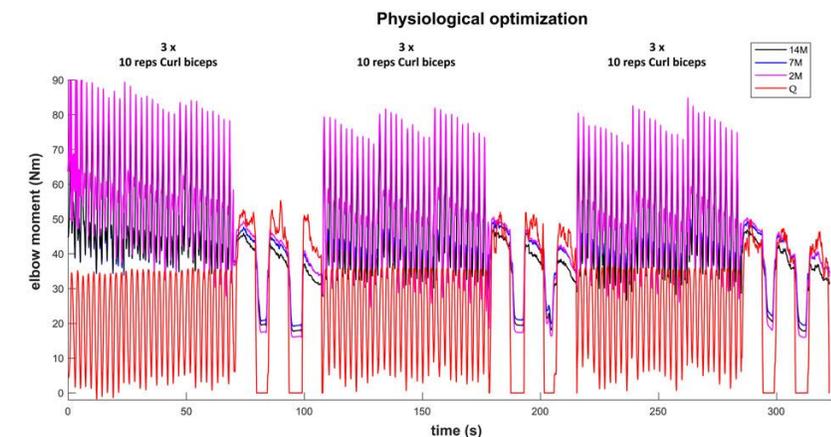


 **frontiers** | Frontiers in **Physiology**

Applying a muscle fatigue model when optimizing load-sharing between muscles for short-duration high-intensity exercise: A preliminary study

Florian Michaud^{1*}, Laura A. Frey-Law², Urbano Lúgris¹, Lucía Cuadrado³, Jesús Figueroa-Rodríguez³ and Javier Cuadrado¹

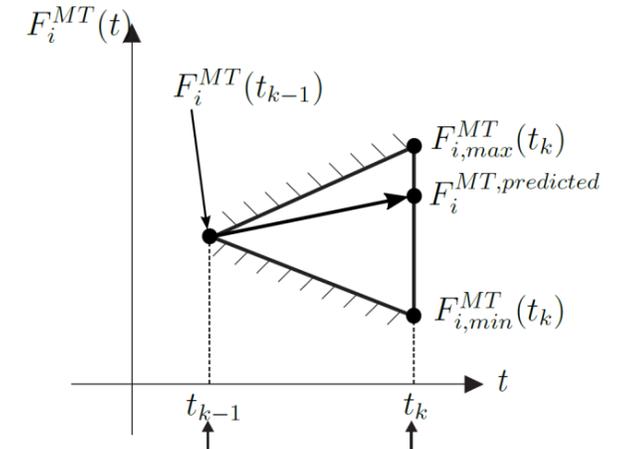
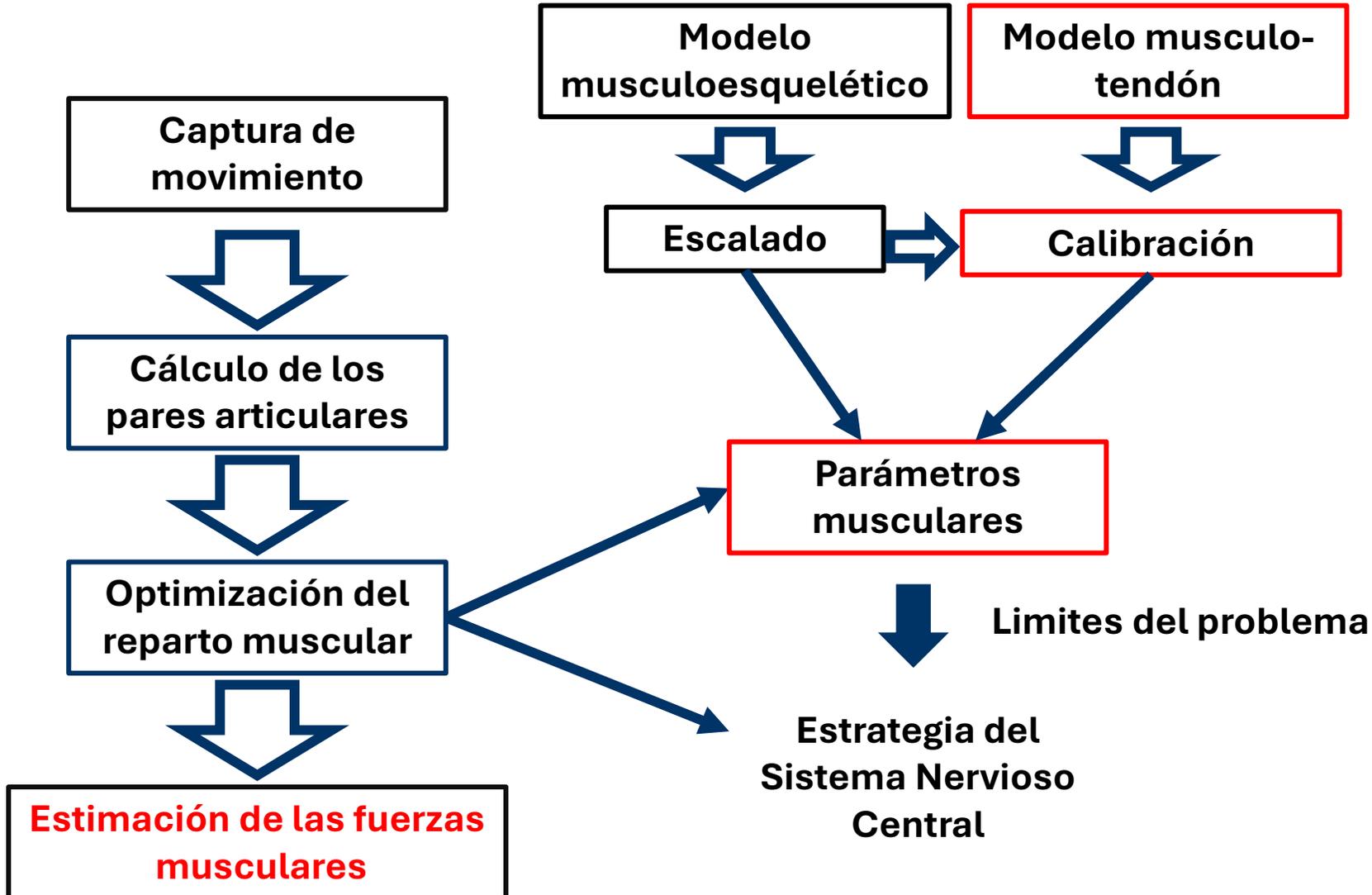
¹Laboratory of Mechanical Engineering, Campus Industrial de Ferrol, Universidade da Coruña, Ferrol, Spain, ²Department of Physical Therapy and Rehabilitation Science, University of Iowa, Iowa City, IA, United States, ³Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital Complex, Santiago de Compostela, Spain



2. Metodología.



2.1. Procedimiento.



2.1. Procedimiento.



Recopilación de datos experimentales completos



Determinación de los modelos y parámetros a estudiar



Definición de varias estrategias de calibración



Comparativa de los resultados obtenidos con los datos experimentales

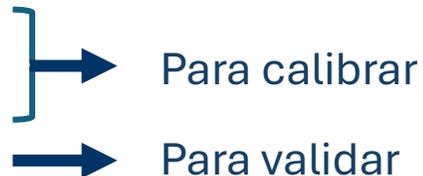


Ejemplo de simulación usando los mejores resultados

2.2. Recopilación de datos experimentales.



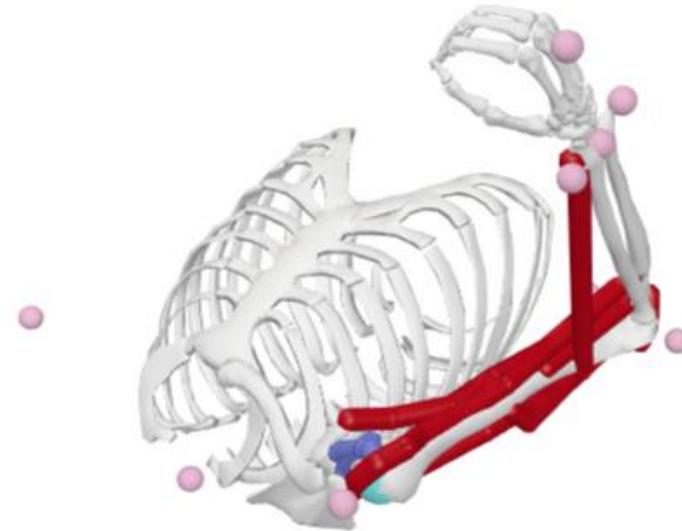
- 17 voluntarios (8 hombres, 9 mujeres)
- Edad: 32 ± 13 años; altura: 175 ± 18 cm; masa corporal: 72 ± 20 kg
- Se mide: torque, ángulo de flexión y velocidad de rotación
- Contracciones máximas voluntarias:
 - 1) Isométricas sin fatiga
 - 2) Concéntricas y excéntricas sin fatiga
 - 3) Concéntricas y excéntricas con fatiga



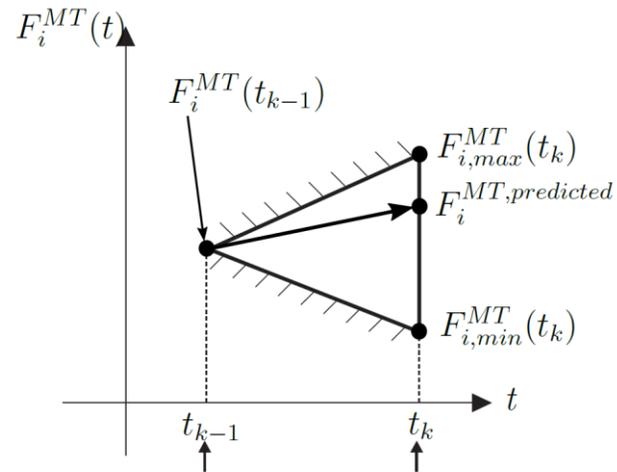
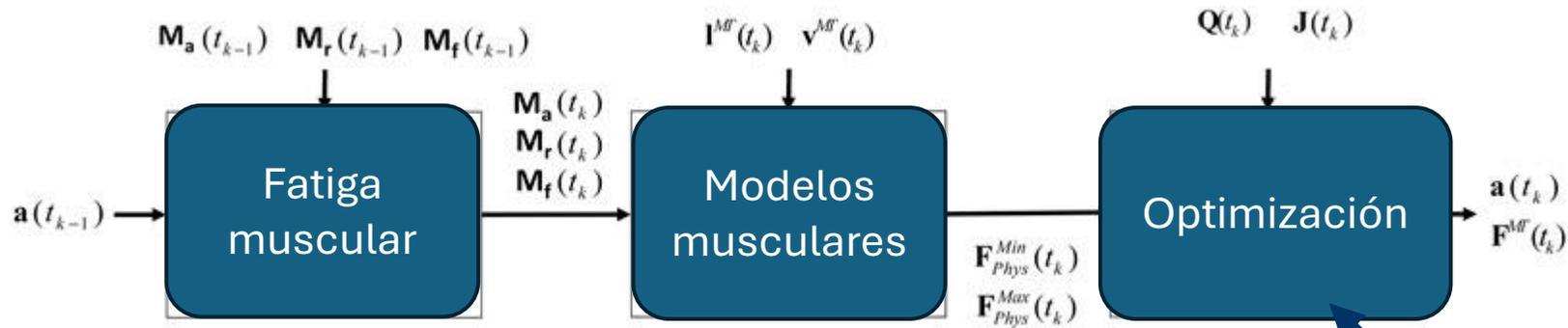
2.3. Modelo musculoesquelético.



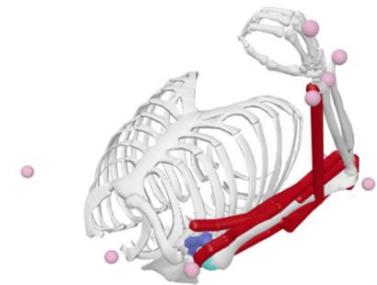
- Modelo de *OpenSim* escalable (software de código libre)
- Permite obtener el brazo de momento y la longitud del músculo-tendón de cada sujeto en función del ángulo de flexión del codo para todo el rango de movimiento registrado
- 1 grado de libertad (ángulo de flexión del codo)
- Compuesto por 7 músculos: Bíceps largo y corto, braquial, braquiorradial y tríceps lateral, medio y largo



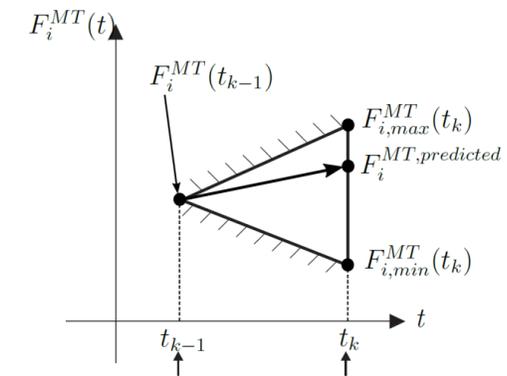
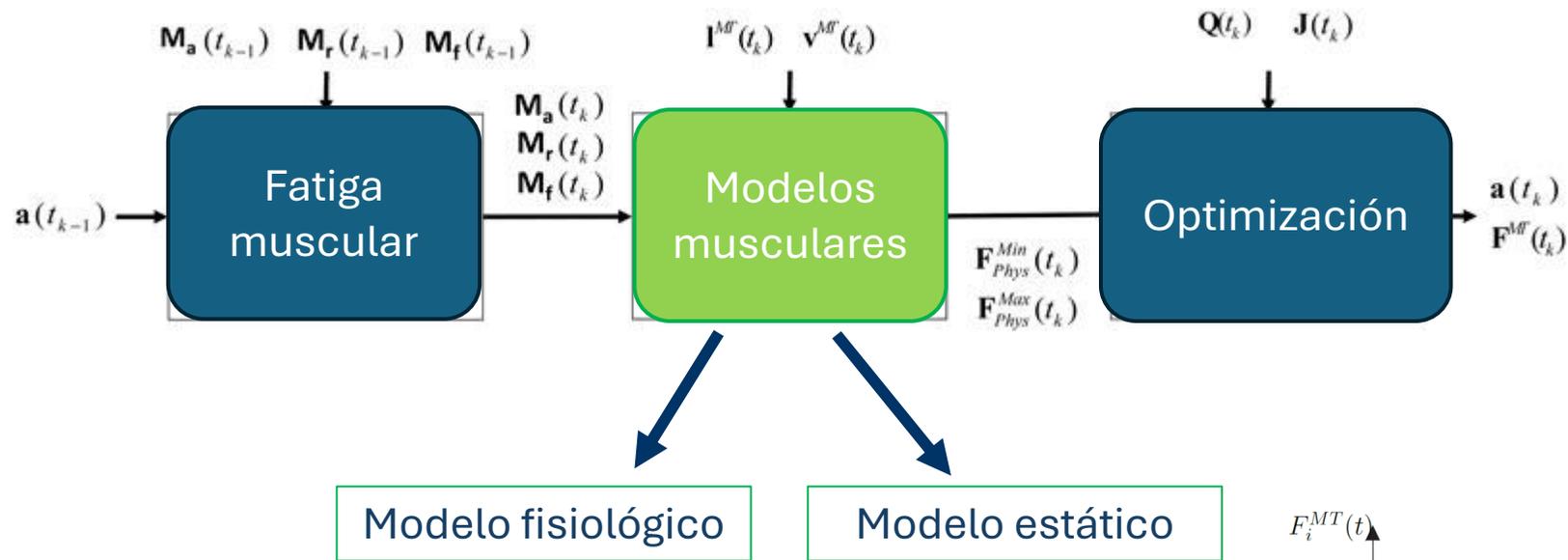
2.4. Reparto de las fuerzas musculares con fatiga.



4 músculos flexores para flexionar el codo



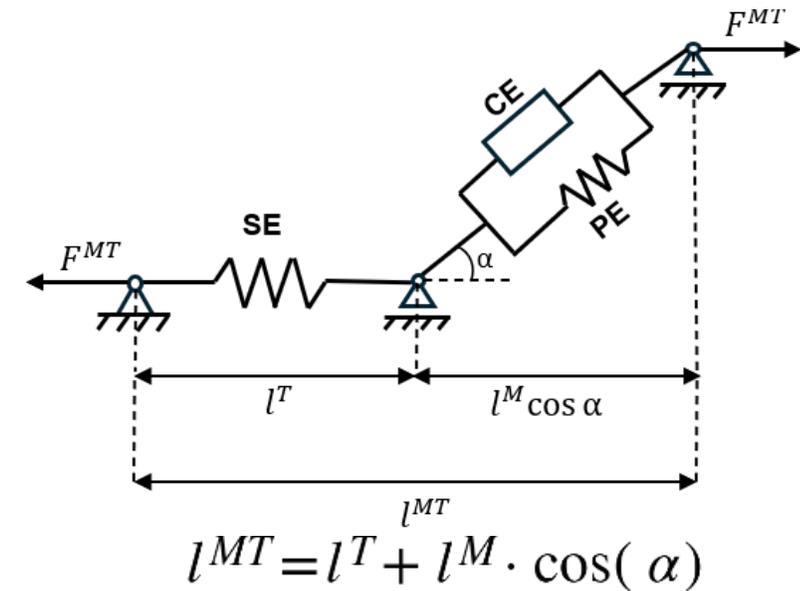
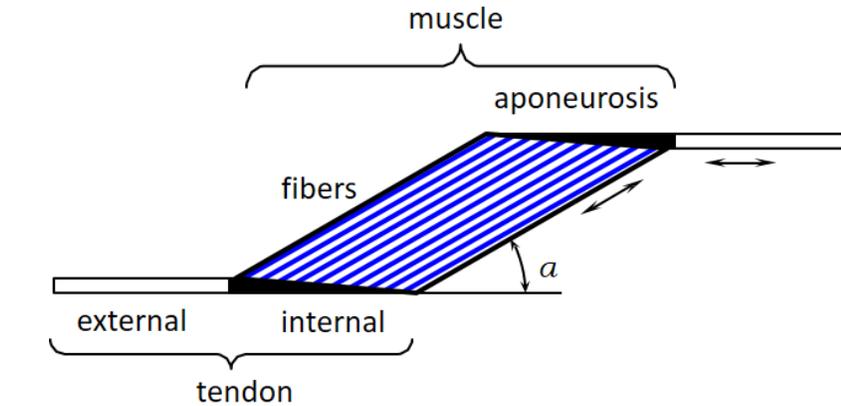
2.4. Reparto de las fuerzas musculares con fatiga.



2.4.1. Modelos musculares. Modelo fisiológico.



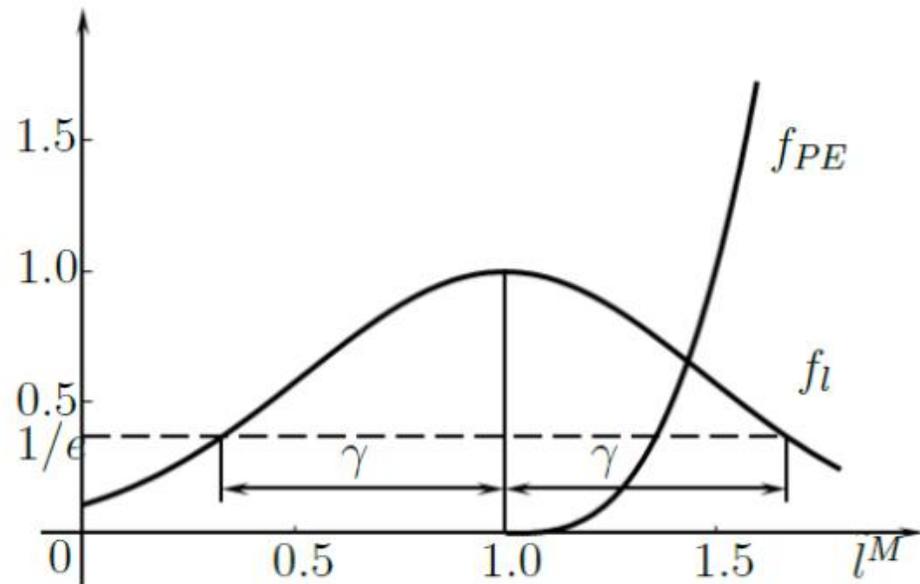
- SE: Series Element
- CE: Contractile Element
- PE: Passive Elastic
- l^T : longitud del tendón
- l^M : longitud de las fibras musculares
- α : ángulo de penación
- l^{MT} : longitud del músculo-tendón



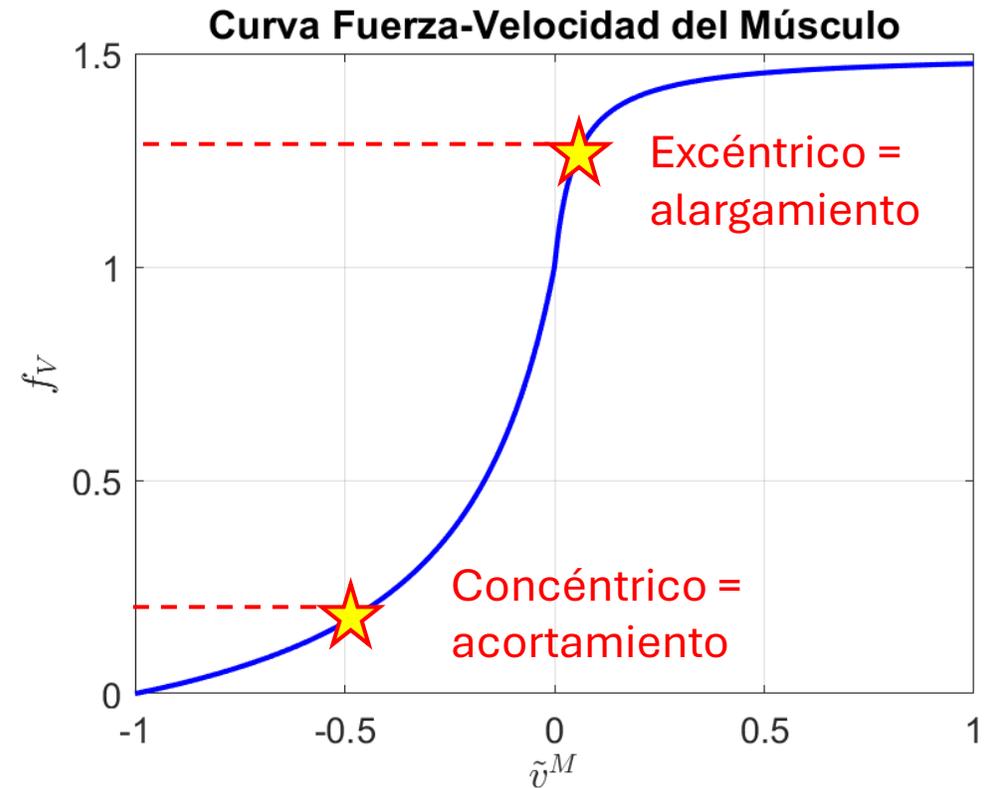
2.4.1. Modelos musculares. Modelo fisiológico.



- a) Relación fuerza-longitud:



- b) Relación fuerza-velocidad:



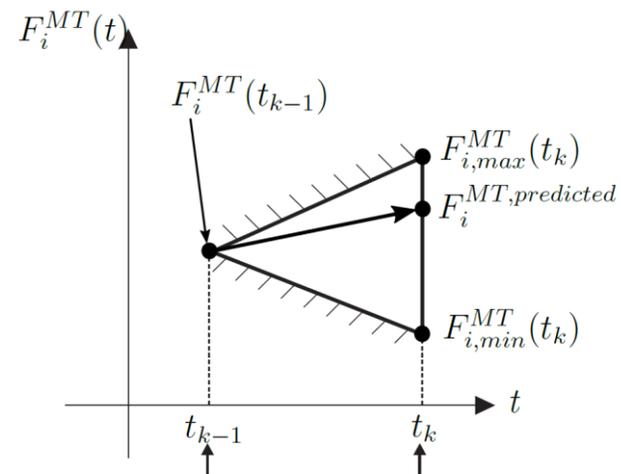
$$F_{CE} = a \cdot F_0^M \cdot f_L(\tilde{l}^M) \cdot f_V(\tilde{v}^M)$$

2.4.2. Modelos musculares. Modelo estático.

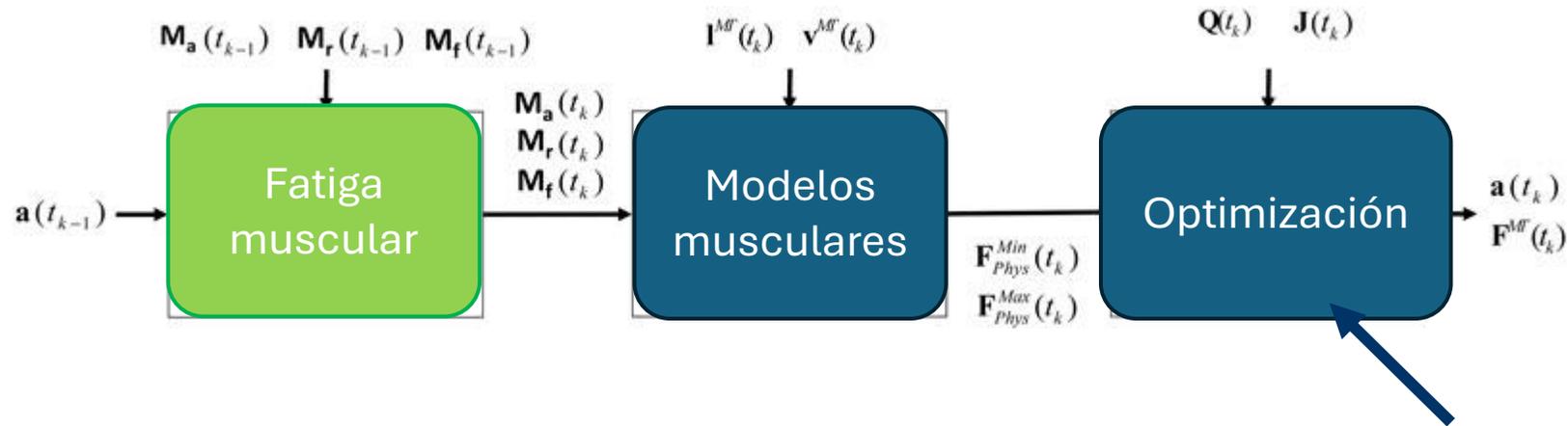


- Permite ahorrar tiempo de computación, ya que la fuerza ejercida simplemente varía entre 0 y un valor máximo

$$0 \leq F^{MT} \leq F_0^M$$



2.5. Modelos de fatiga muscular 4CC.



2.5. Modelos de fatiga muscular 4CC.



$$\frac{dM_r}{dt} = -C(t) + (R \times r) \times M_f$$

$$\frac{dM_a}{dt} = C(t) - R \times M_a$$

$$\frac{dM_f^S}{dt} = F_S \times M_a - R_S \times M_f^S$$

$$\frac{dM_f^L}{dt} = F_L \times M_a - (r_L \times R_L) \times M_f^L$$

$C(t) = (TL - M_a)$ cuando $M_a < TL$ y $M_r > TL - M_a$

$C(t) = M_r$ cuando $M_a < TL$ y $M_r < TL - M_a$

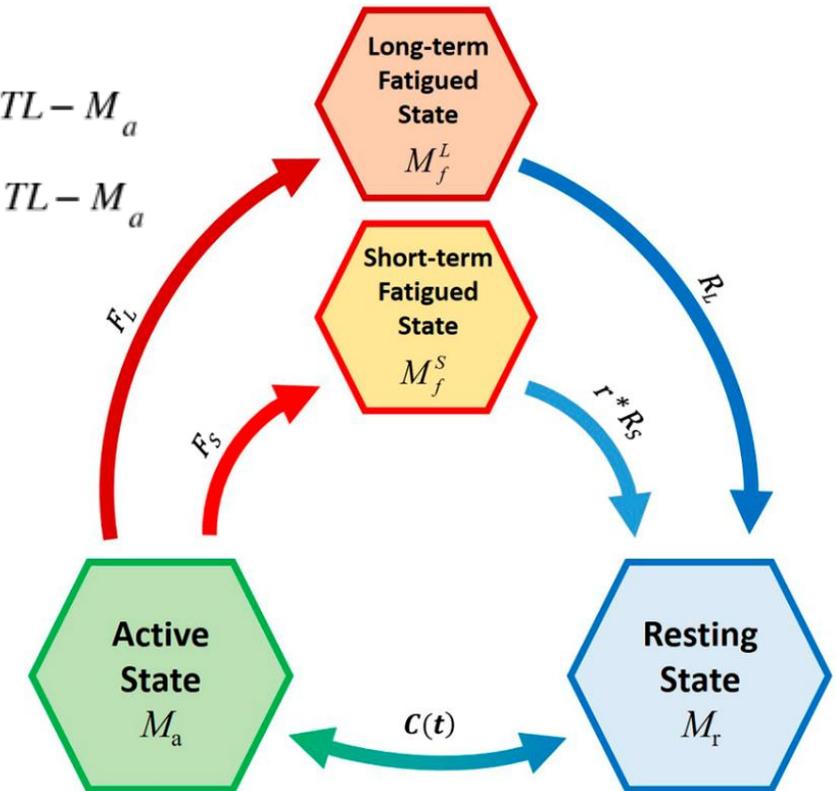
$C(t) = (TL - M_a)$ cuando $M_a < TL$

$r_L = 1$ cuando $TL > 0$

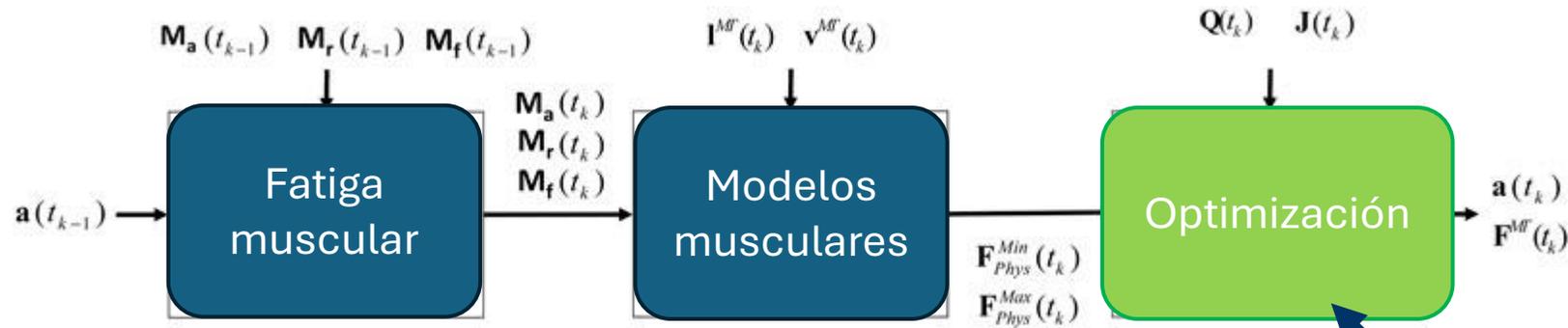
$r_L = 15$ cuando $TL = 0$

$$RC = \frac{100 - (M_f^S + M_f^L)}{100}$$

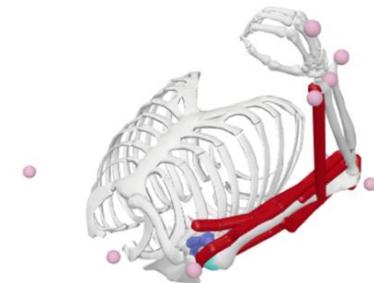
Fracción de la fuerza máxima que puede realizar un músculo



2.6. Generación del par articular y problema de reparto muscular.



4 músculos flexores para flexionar el codo



2.6. Generación del par articular y problema de reparto muscular.



- Para realizar movimientos, los músculos deben generar par en las articulaciones

$$\tau = J^T F^{MT}$$

- Sin embargo, para realizar un determinado movimiento, se puede determinar el par necesario para que ocurra, pero es imposible determinar la fuerza que tiene que aportar cada músculo para ello
- Para resolver el problema, se recurre a optimizaciones

- Función a minimizar: $c = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i^{MT}}{F_{i,0}^M} \right)^2$

- Restricción: $0 \leq F_i^{MT} \leq RC_i F_{i,Max}^M$

- Sujeto a la condición: $\tau = J^T F^{MT}$

- Se consigue aplicar el modelo de fatiga a la vez que se resuelve el problema de reparto muscular

3. Análisis de soluciones.



3. Análisis de soluciones.



- Se han propuesto 3 métodos de calibración con diferentes modelos musculares y usando datos de diferentes tipos de ejercicios

Método	Tipo de ejercicios	Modelo muscular	Parámetros a calibrar	Función a minimizar/ Condición
STAT1	Isométricos	Estático	F_0^M	$\tau_{exp}^{60^\circ} = \tau_{sim}^{60^\circ}$
PHYS6	Isométricos	Fisiológico	F_0^M y l_0^M	$f = \left \left \tau_{exp} - \tau_{sim} \right \right ^2$
PHYS-DYN	Isocinéticos	Fisiológico	F_0^M y l_0^M	$f = \left \left \tau_{exp} - \tau_{sim} \right \right ^2$

4. Resultados finales.

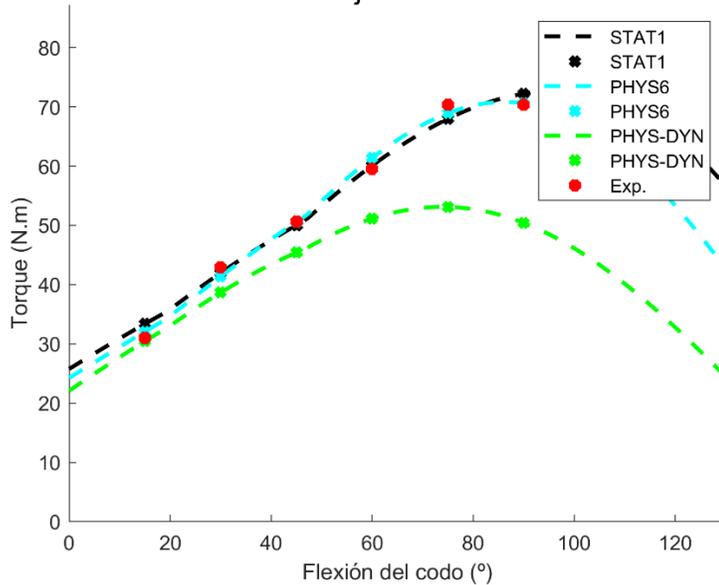


4.1. Resultados de los ejercicios de calibración.



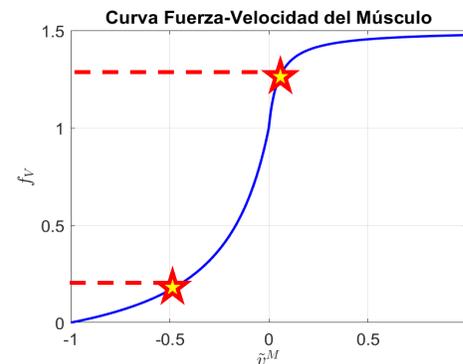
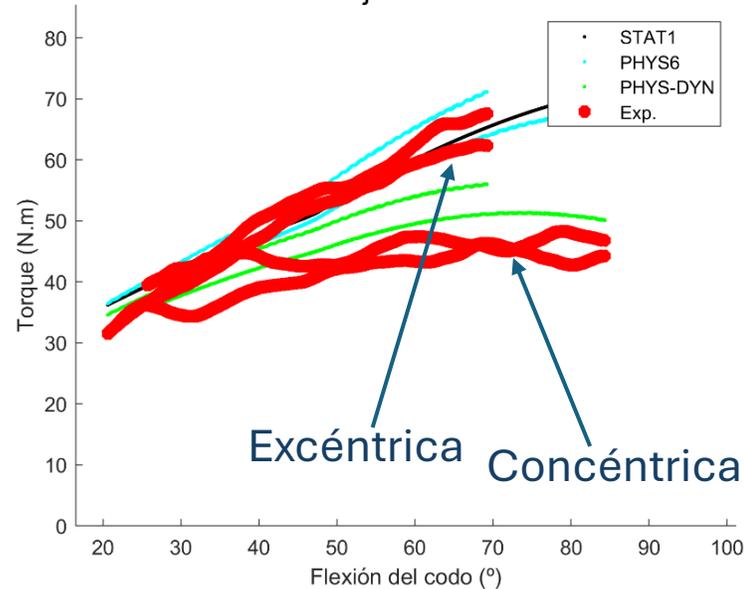
Ejercicios isométricos

Sujeto 15



Ejercicios isocinéticos

Sujeto 15



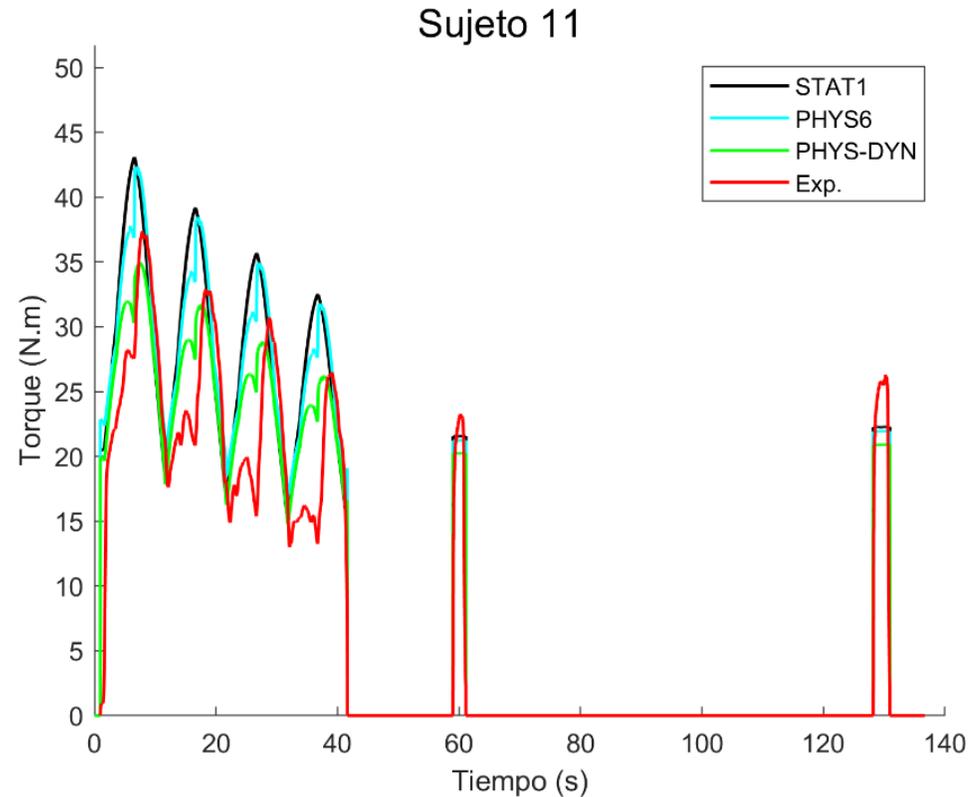
RECM

Método	Isom.	Isoc.
STAT1	12,59%	23,75%
PHYS6	6,19%	19,19%
PHYS-DYN	17,86%	10,64%

4.2. Resultados de los ejercicios de fatiga.



- Ejercicios isocinéticos con fatiga muscular para validación



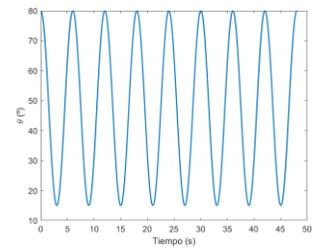
Método	RECM
STAT1	18,03%
PHYS6	15,80%
PHYS-DYN	11,57%

- Se usarán los datos de PHYS-DYN para la dinámica multicuerpo

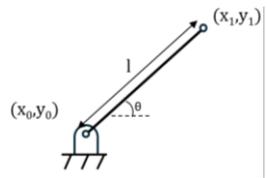
5. Ejemplo de simulación.



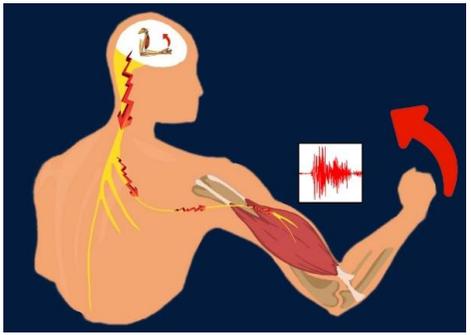
5.1. Explicación del ejercicio.



$$\theta = \left(47.5 + 32.5 \cos\left(\frac{2\pi}{6}t\right) \right) \frac{\pi}{180}$$



$$\begin{bmatrix} \phi^T \\ q \end{bmatrix} - B \begin{bmatrix} \lambda \\ e \end{bmatrix} = Q - M\ddot{q}$$



Captura de movimiento

Cálculo de los pares articulares

Optimización del reparto muscular

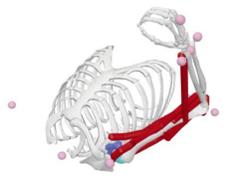
Estimación de las fuerzas musculares

Modelo musculoesquelético

Modelo musculotendón

Escalado

Calibración



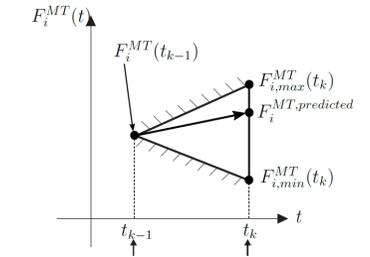
Parámetros musculares

Parámetros calibrados anteriormente

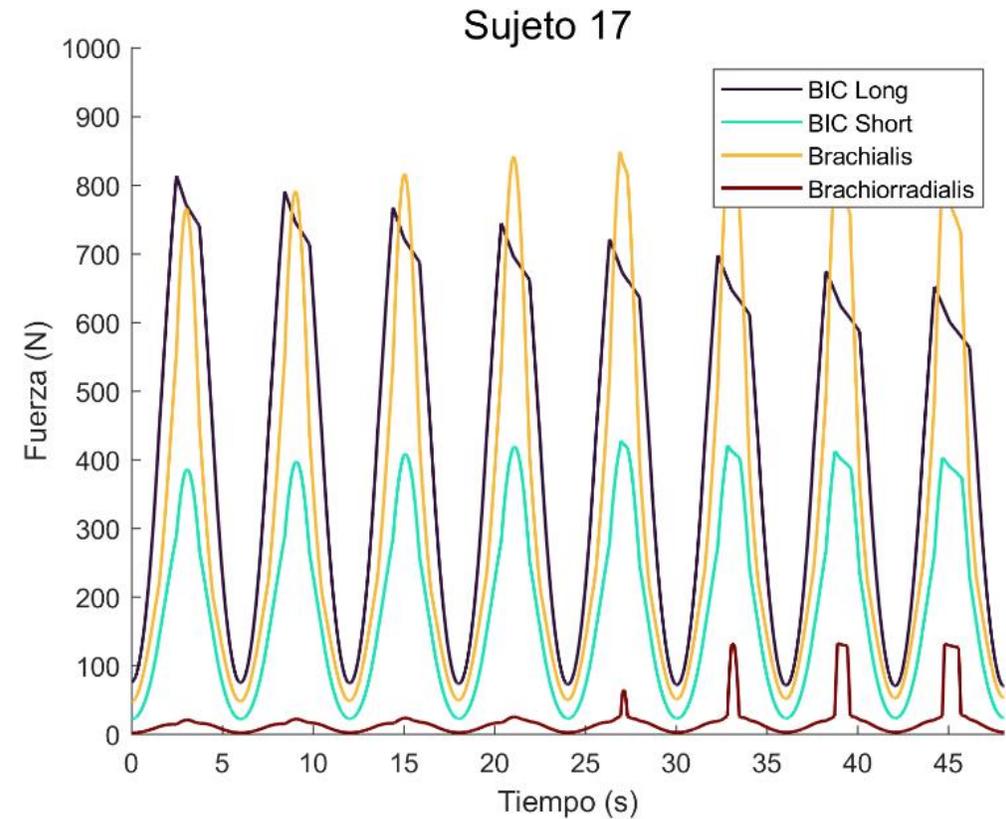
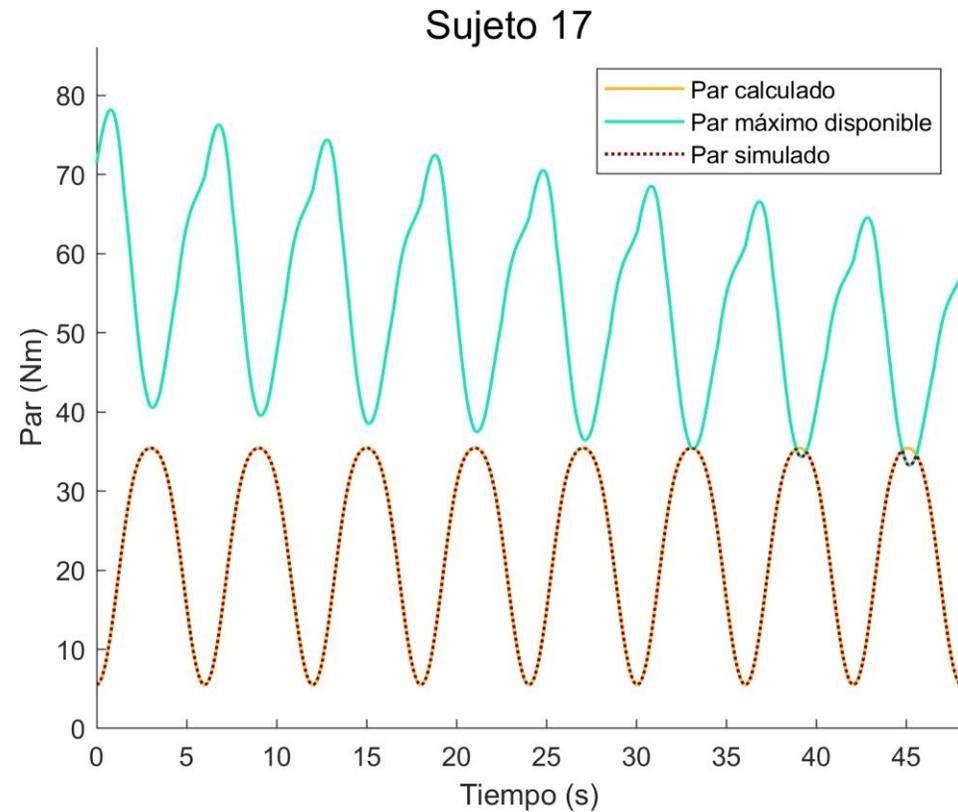
Limites del problema

Estrategia del SNC

$$c = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i^{MT}}{F_{i,0}^{MT}} \right)^2$$



5.2. Resultados de la simulación.



6. Conclusiones.



6. Conclusiones.



- Este trabajo destaca la importancia de la calibración de los modelos estándares en biomecánica ya que existe mucha variabilidad entre seres humanos.
- El modelo fisiológico ofrece los mejores resultados. Cuantos más parámetros se calibran, mejores resultados se obtienen.
- La mejor manera de realizar la calibración para estimar la fuerza en ejercicios dinámicos es a través de ejercicios isocinéticos.

7. Trabajos futuros.



7. Trabajos futuros.



- Extensión del análisis a movimientos que implican otras articulaciones.
- Evaluación del impacto de la calibración de más parámetros, incluyendo parámetros de fatiga.
- Estudio de un ejercicio real de gimnasio implicando el reparto de las fuerzas musculares y fatiga.

¡GRACIAS POR SU ATENCIÓN!

