



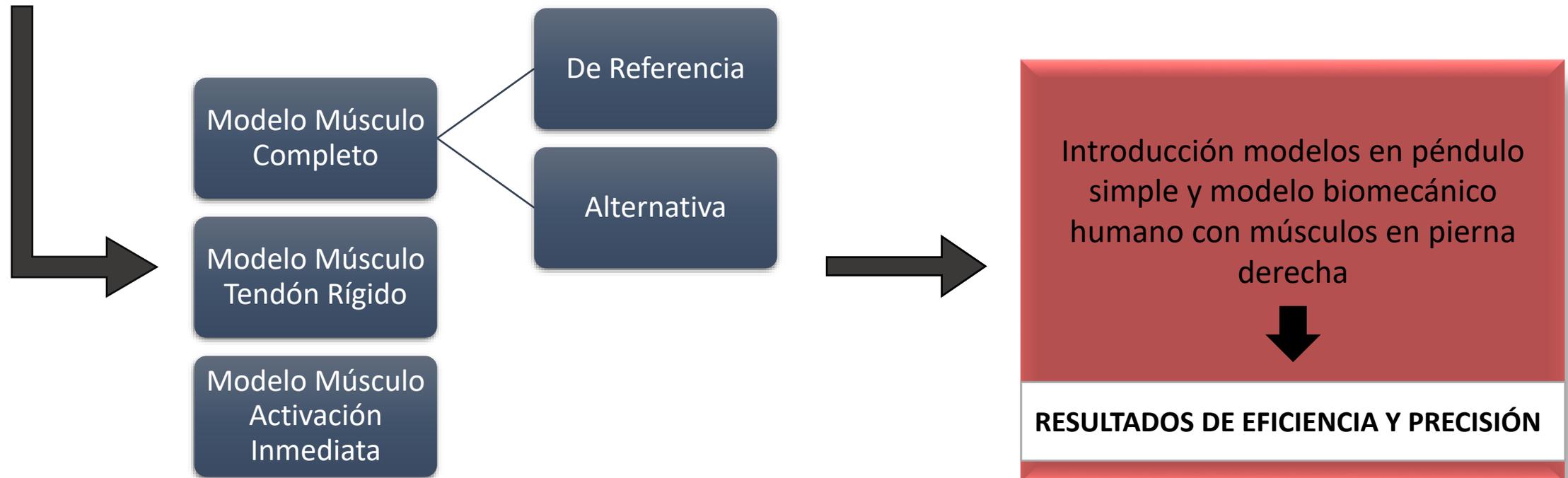
EFECTO DEL MODELO DE MÚSCULO EN LA EFICIENCIA Y PRECISIÓN DEL ANÁLISIS/SIMULACIÓN DEL MOVIMIENTO HUMANO

TUTORES : Urbano Lugrís Armesto
Francisco José Mouzo Murujosa

AUTORA: Rosalía Chans Veres

INTRODUCCIÓN

❖ Unidad Músculo-Tendón elemento influidos por multitud de parámetros → Pesados computacionalmente



ÍNDICE

- Biomecánica Humana
- Modelos Biomecánicos del Sistema Locomotor
- Modelo Músculo Tendón
- Dinámica Músculo Tendón
- Dinámica Péndulo Simple anclado por dos músculos
- Modelos Músculo Propuestos
- Obtención de resultados
- Conclusiones
- Trabajo futuro

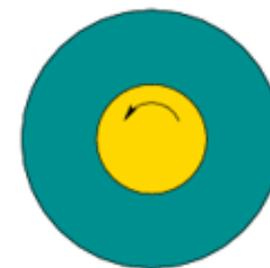
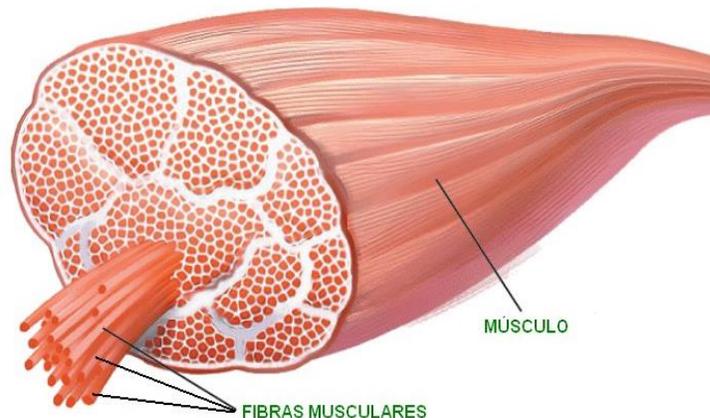
Biomecánica Humana

Disciplina que tiene por objeto el estudio de los movimientos del cuerpo humano así como las consecuencias mecánicas que derivan de su actividad.

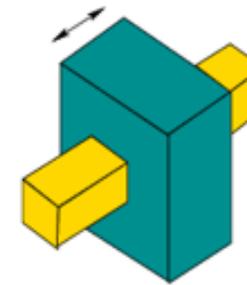
Elemento principal de estudio

→ Sistema Músculo-Esquelético

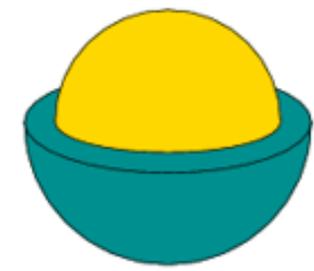
Músculos
Huesos
Articulaciones
Tendones
Ligamentos



Revolute
1 Degree of Freedom



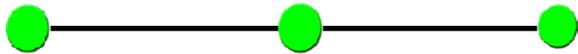
Prismatic
1 Degree of Freedom



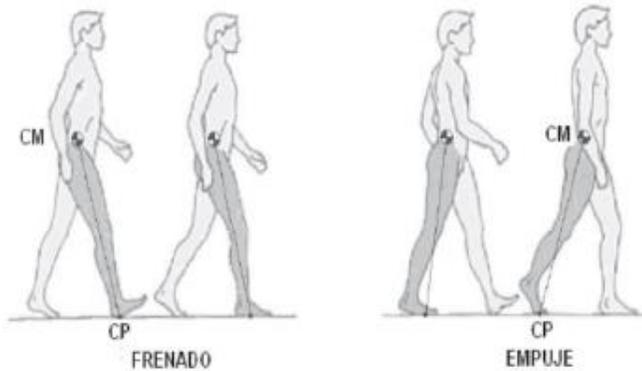
Spherical
3 Degrees of Freedom

Modelos Biomecánicos Sistema Locomotor

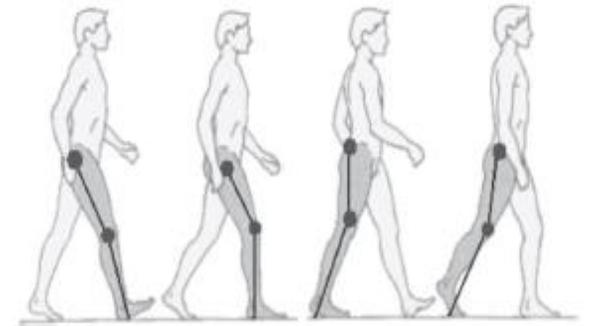
Modelo de los seis determinantes de la marcha



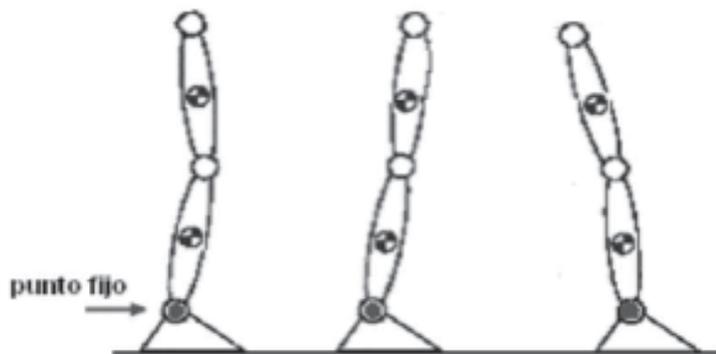
Modelo péndulo invertido



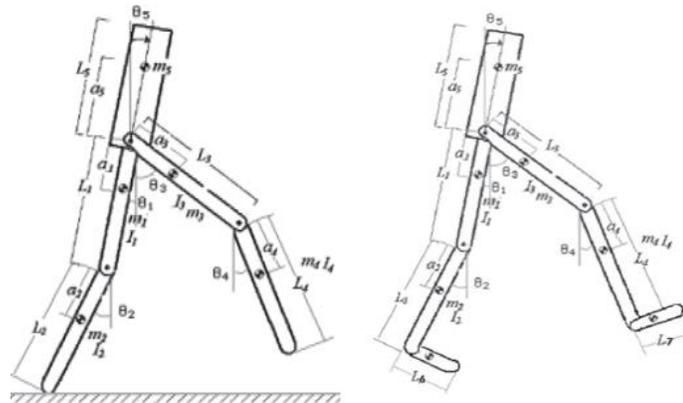
Modelo doble péndulo invertido



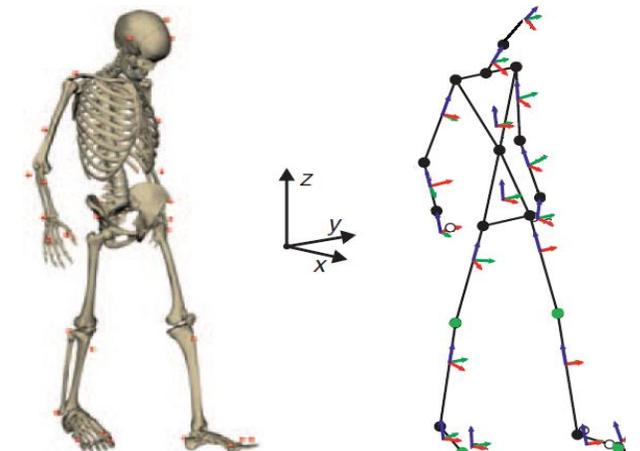
Modelo del doble eslabón



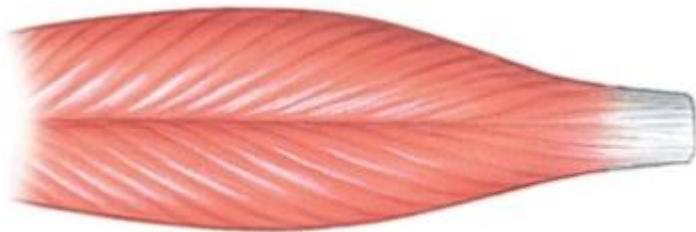
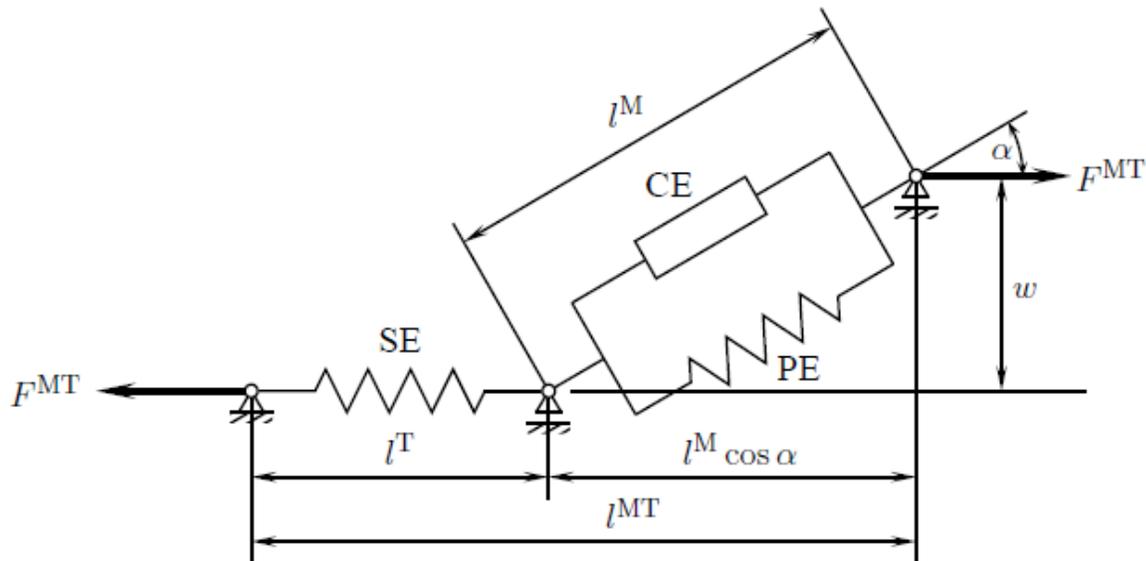
Modelo de cinco y siete eslabones



Modelo humano completo 3D



Modelo Músculo-Tendón



MODELO MÚSCULO DE HILL

- ❖ Un elemento activo contráctil (CE).
 - ❖ Un elemento paralelo elástico pasivo (PE).
 - ❖ Un elemento elástico en serie (SE).
-
- ❖ Ángulo de penación

$$l^{MT} = l^M \cos \alpha + l^T$$

$$\omega = l_0^M \sin \alpha_0 = l^M \sin \alpha = cte$$

$$v^{MT} = \frac{v^M}{\cos \alpha} + v^T$$

Dinámica Músculo-Tendón

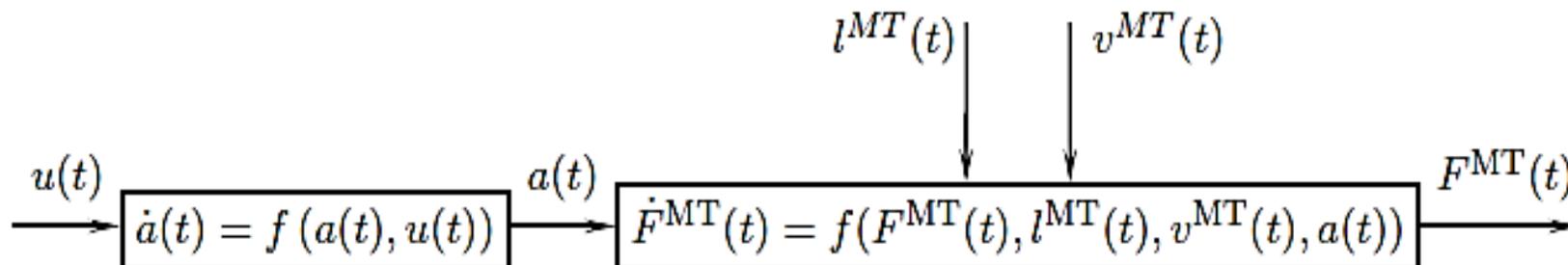
DINÁMICA DE ACTIVACIÓN

$$\dot{a} = (u - a) \frac{u}{\tau_{act}} + [u - (a - a_{min}) - (u - a) u] \frac{1}{\tau_{deact}}$$

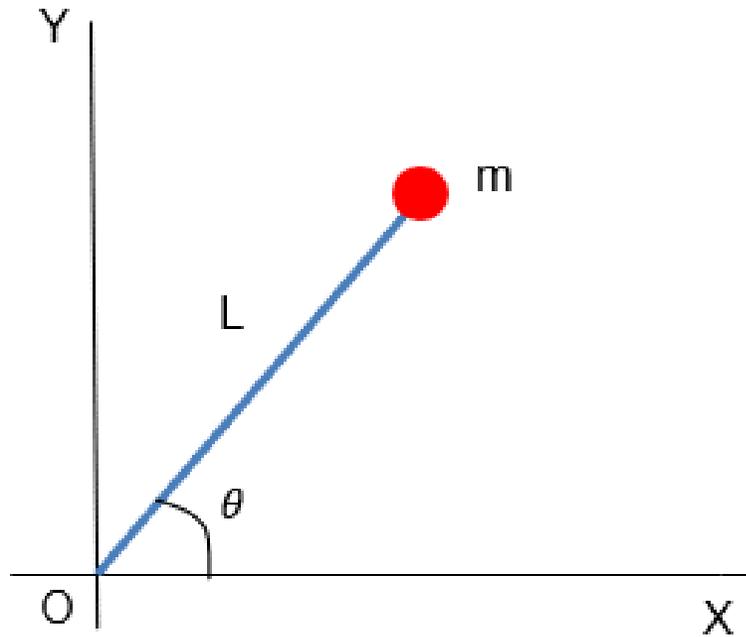
DINÁMICA DE CONTRACCIÓN

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

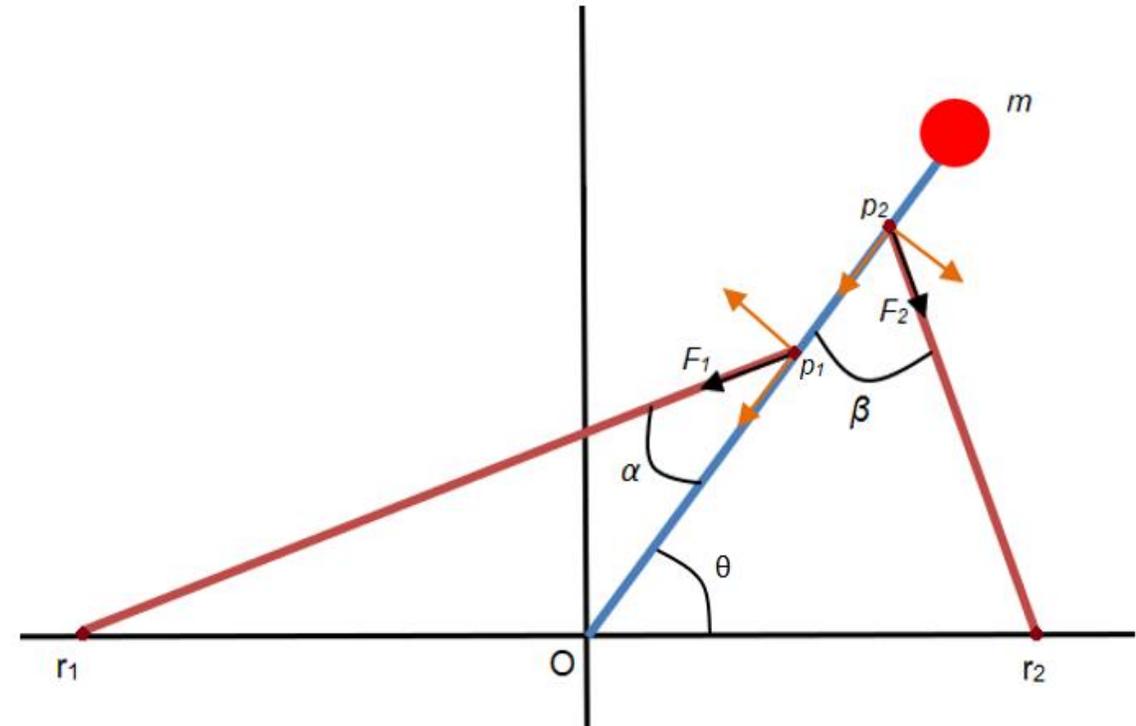
$$\dot{F}^{MT} = k^T \left[v^{MT} - \frac{v_{MAX}}{\cos \alpha} f_v^{-1} \left(\frac{F^{MT} / \cos \alpha - F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M)}{F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M)} \right) \right]$$



Dinámica del péndulo simple anclado por dos músculos



$$\ddot{\theta} = \frac{g}{L} \cos \theta$$



$$\ddot{\theta} = \frac{-g}{L} \cos \theta + F_1 \cos \left(\frac{\pi}{2} - \alpha \right) \overline{Or_1} - F_2 \cos \left(\frac{\pi}{2} - \beta \right) \overline{Or_2}$$

Modelos músculo propuestos

MODELO MÚSCULO COMPLETO

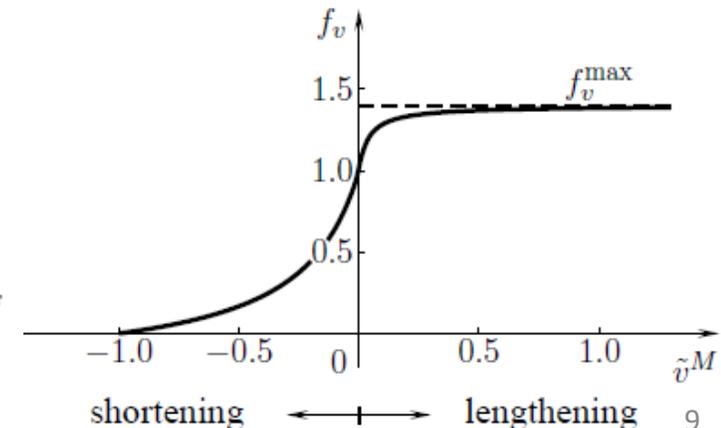
- ❖ Se rige por las ecuaciones de dinámica de activación y de contracción
- ❖ Modelo más completo → Modelo más pesado computacionalmente
- ❖ Ofrece resultados más precisos

Problemas de integración

- ❖ F^{MT} podía tender a valores negativos
- ❖ Problema en cálculo de \tilde{v}^M
- ❖ No se debería dar el caso de $f_v < 0$ ni de $f_v \geq f_v^{max}$
- ❖ Se proponen tres soluciones
- ❖ Solución seleccionada → Forzar a f_v a estar dentro del intervalo

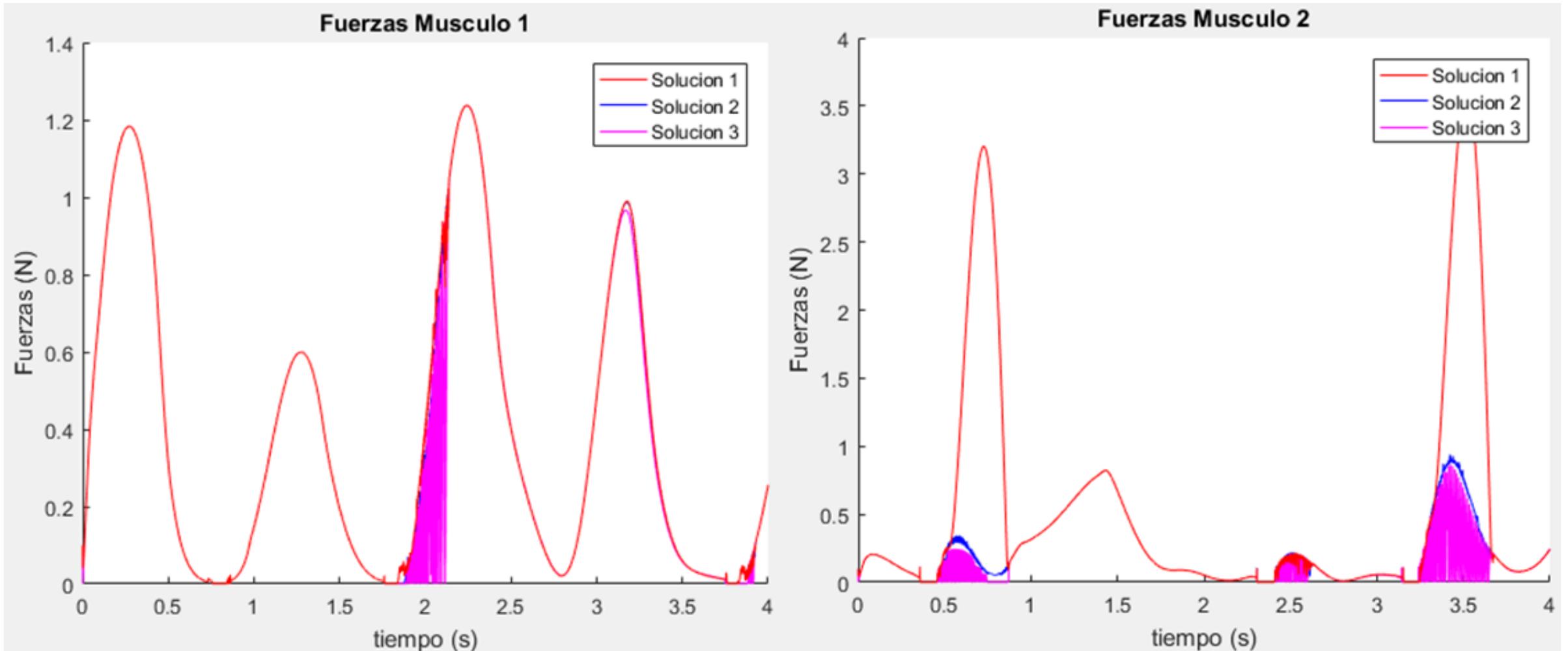
$$\tilde{v}^M(f_v) = \begin{cases} \frac{f_v - 1}{f_v / k_{CE1} + 1} & \text{si } 0 < f_v \leq 1 \\ \frac{(f_v - 1)k_{CE2}}{f_v^{max} - f_v} & \text{si } 1 < f_v \leq f_v^{max} \end{cases}$$

$$\begin{cases} f_v = 0 & \text{si } f_v < 0 \\ f_v = 0,99 \cdot f_v^{max} & \text{si } f_v \geq f_v^{max} \end{cases}$$



$$\dot{y} = \begin{Bmatrix} \dot{\theta} \\ \ddot{\theta} \\ \dot{a}_1 \\ \dot{a}_2 \\ \dot{F}_1^{MT} \\ \dot{F}_2^{MT} \end{Bmatrix} \rightarrow y = \begin{Bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \\ a_1 \\ a_2 \\ F_1^{MT} \\ F_2^{MT} \end{Bmatrix}$$

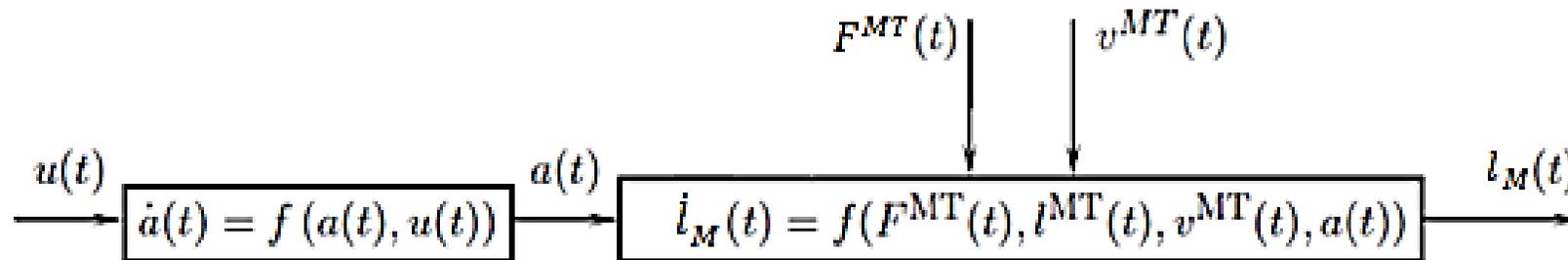
Modelos músculo propuestos



Modelos músculo propuestos

MODELO ALTERNATIVO DE MÚSCULO COMPLETO

En la ecuación diferencial de la fuerza, en lugar de obtener como resultado \dot{F}^{MT} , lo que se obtenga sea \dot{l}_M
Modelo totalmente equivalente



$$\dot{y} = \begin{Bmatrix} \dot{\theta} \\ \ddot{\theta} \\ \dot{a}_1 \\ \dot{a}_2 \\ \dot{l}_{M1} \\ \dot{l}_{M2} \end{Bmatrix} \rightarrow y = \begin{Bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \\ a_1 \\ a_2 \\ l_{M1} \\ l_{M2} \end{Bmatrix}$$

Modelos músculo propuestos

MODELO TENDÓN RÍGIDO

Simplificación → Se rigidiza el tendón → $l^T = l_S^T$

Se simplifica la dinámica de contracción pudiendo calcular directamente F^{MT} como,

$$F^{MT} = (F_{CE}^M + F_{PE}^M) \cos \alpha$$

No es necesario integrar \dot{F}^{MT} en cada paso de tiempo → Modelo menos pesado computacionalmente

$$y = \begin{Bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \\ a_1 \\ a_2 \end{Bmatrix}$$

MODELO ACTIVACIÓN INMEDIATA

Modificación del Modelo con Tendón Rígido
Se iguala además la activación a la excitación ignorando así el tiempo de respuesta:

$$a(t) = u(t)$$

Deja de ser necesario integrar \dot{a} en cada paso de tiempo

$$y = \begin{Bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{Bmatrix}$$

COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DEL MODELO DE MÚSCULO COMPLETO Y EL MODELO DE MÚSCULO COMPLETO APLICANDO EL MÉTODO ALTERNATIVO

Para comparar la eficiencia entre ambos modelos, el parámetro a analizar es el número de iteraciones en punto fijo obtenidas en el bucle de integración durante todo el movimiento.

Caso del modelo de músculo completo de referencia → 25789 iteraciones

Caso del modelo de músculo completo alternativo → No llega a converger → más iteraciones



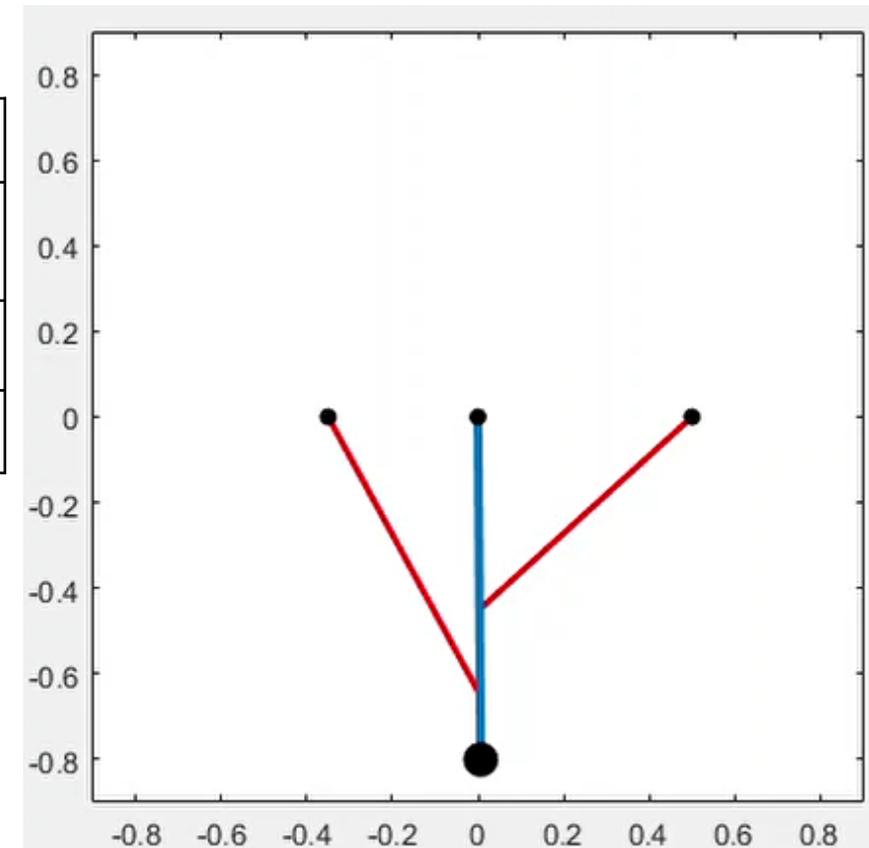
Mejor opción Modelo de músculo completo de referencia

Obtención de resultados

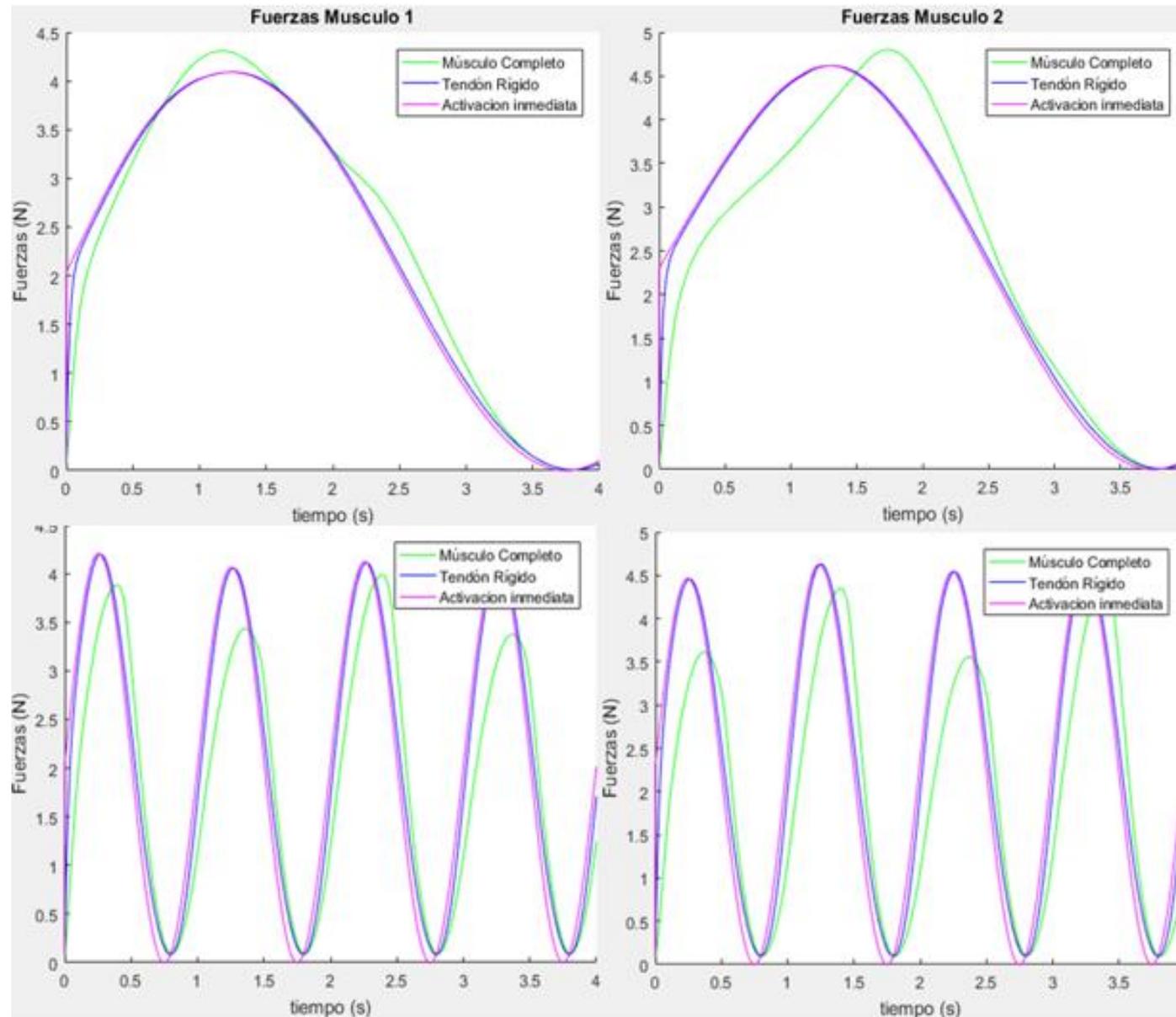
COMPARACIÓN DE LOS MODELOS MÚSCULO VARIANDO LA FRECUENCIA EN LA EXCITACIÓN

$$u(t) = 0,5 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot \varphi) + 0,5$$

$l_S^T = [0.08 \ 0.07]$	$F_0^M = [5 \ 5]$	$v_{MAX} = [3.4175 \ 2.4446]$
$l_0^M = [0.93 \ 0.7]$	$\alpha_0 = [20 \ 20] \cdot \frac{\pi}{180}$	$a_0 = [0.01 \ 0.01]$
$\dot{\theta} = 0$	$\theta_0 = -\pi/2$	$F_0 = [5 \ 5]$
$\overline{Op_1} = 0.65$	$\overline{Or_1} = -0.35$	$\overline{Or_2} = 0.5$
$\overline{Op_2} = 0.45$		



Obtención de resultados



Obtención de resultados

VARIANDO LA FRECUENCIA EN LA EXCITACIÓN

VARIANDO LA FUERZA ISOMÉTRICA MÁXIMA

	FRECUENCIA	Error Modelo Completo - Tendón Rígido	Error Modelo Completo - Activación inmediata
Musculo 1	x0.2	11,41%	17,17%
	x0.35	12,87%	18,37%
	x0.5	13,23%	18,11%
	x1	21,89%	28,56%
	x2	28,44%	40,16%
	x4	41,83%	60,24%
Músculo 2	x0.2	15,87%	20,88%
	x0.35	17,64%	22,36%
	x0.5	28,35%	34,96%
	x1	28,95%	34,58%
	x2	37,92%	48,71%
	x4	55,56%	72,55%

	Fm0	Error Modelo Completo - Tendón Rígido	Error Modelo Completo - Activación inmediata
Musculo 1	5 5	21,89%	28,56%
	10 10	37,34%	42,99%
	20 20	63,05%	68,23%
	30 30	86,32%	91,61%
	Músculo 2	5 5	28,95%
10 10		44,08%	48,69%
20 20		65,81%	69,97%
30 30		86,56%	90,90%

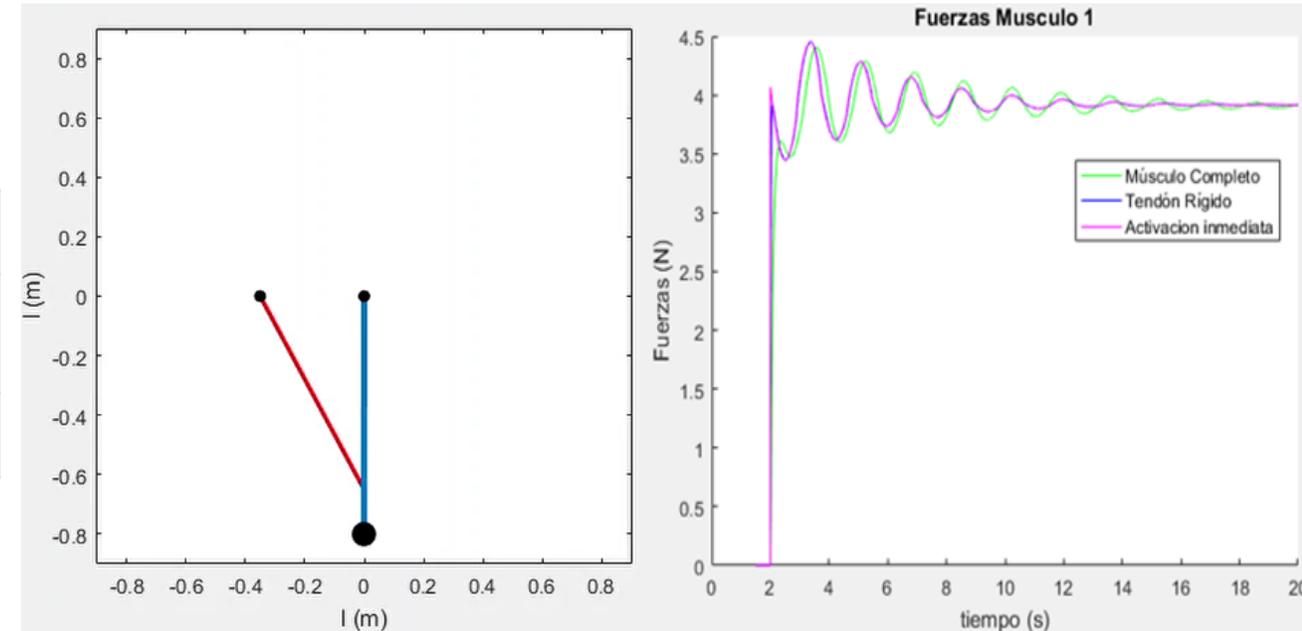
Obtención de resultados

RESPUESTA OBTENIDA ANTE UNA ENTRADA ESCALÓN CON UN SOLO MÚSCULO

$$\begin{cases} u(t) = 0 & \text{si } t < 2 \text{ s} \\ u(t) = 1 & \text{si } t > 2 \text{ s} \end{cases}$$

$l_S^T = 0.08$	$a_0 = 0.01$	$v_{MAX} = 3.4175$
$l_0^M = 0.93$	$\alpha_0 = 20 \cdot \frac{\pi}{180}$	$\theta_0 = -\pi/2$
$\dot{\theta} = 0$	$\overline{Or_1} = -0.35$	$\overline{Op_1} = 0.65$

	Fm0	Error Musculo Completo - Tendón Rígido	Error Musculo Completo-Activación Inmediata
Musculo 1	5	42,06%	54,39%
	10	55,67%	60,45%
	15	55,92%	62,86%
	20	67,52%	74,49%



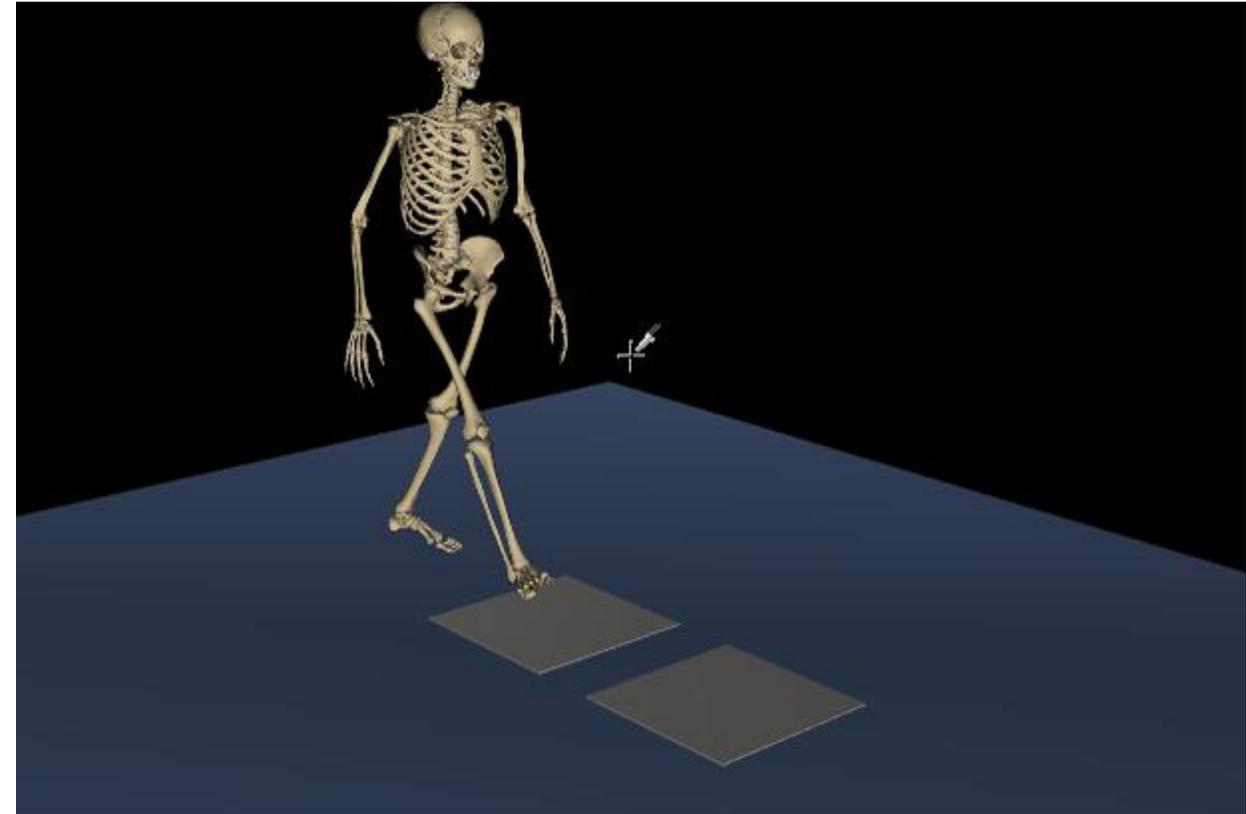
Obtención de resultados

MODELO DE HUMANO COMPLETO CON MÚSCULOS EN UNA PIERNA

- ❖ 43 Músculos en la pierna derecha
- ❖ Cada músculo con su correspondiente valor de F_{m0} , l_{m0} , l_{ts} , α y $v_{m\acute{a}x}$
- ❖ Captura de movimiento (marcha) de 1,38 segundos

METODOLOGÍA

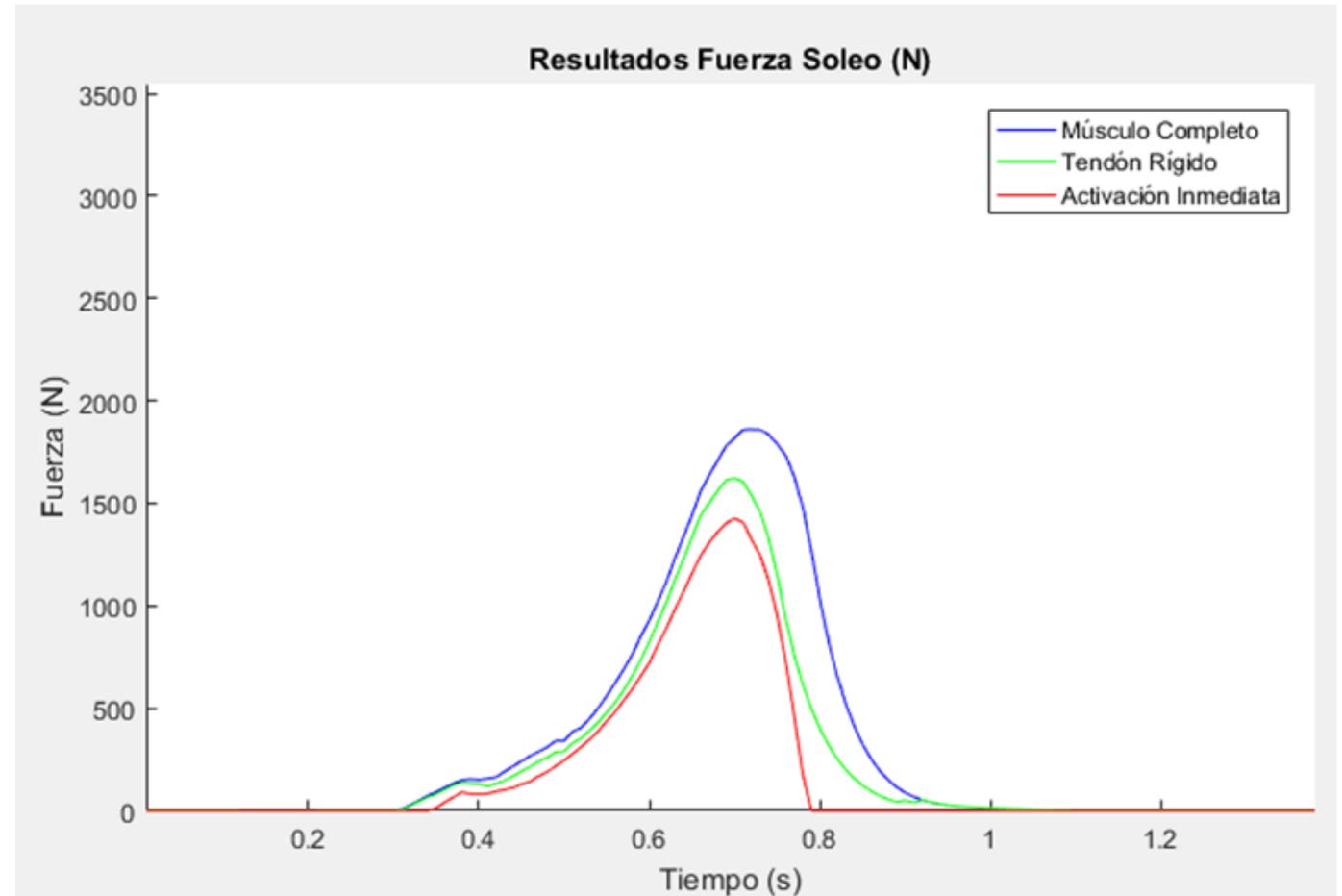
1. Resolución de la dinámica inversa → Obtención de las fuerzas en cada articulación
2. Descomposición de las fuerzas de cada articulación para asignarlas a cada músculo teniendo en cuenta criterios fisiológicos
3. Cálculo excitaciones que hay que imponer para obtener dichas fuerzas en cada músculo
4. Cálculo dinámica directa → Algoritmo co-simulación



Obtención de resultados

	Tiempo (s)
Modelo Músculo Completo	20,7
Modelo con Tendón Rígido	2,65
Modelo Activación Inmediata	1,06

	Error NMRSE (%)
Modelo Músculo Completo – Modelo Tendón Rígido	16,54
Modelo Músculo Completo – Modelo Activación Inmediata	30,13



Conclusiones

Fuerzas negativas en modelo de músculo completo

- ⑩ Se proponen 3 soluciones.
- ⑩ Se opta por la solución que fuerza a f_v a permanecer dentro del intervalo.

Comparación modelo músculo completo de referencia y alternativo

- Se valora la eficiencia concluyendo que el modelo de referencia es mejor.

Comparación resultados 3 modelos de músculo (completo y simplificaciones)

- ⑩ Los modelos simplificados propuestos no son adecuados para altas frecuencias.
- ⑩ Los modelos simplificados propuestos funcionan mejor en músculos con bajas fuerzas isométricas máximas.
- ⑩ Los modelos simplificados propuestos no son adecuados para reproducir movimientos que impliquen cambios muy bruscos en la excitación.

Los modelos simplificados propuestos pueden ser muy útiles en la simulación de movimientos a baja frecuencia y de baja intensidad (como la marcha)

Trabajo futuro

Resolución de problema de dinámica
directa péndulo con algoritmo
Newton-Raphson



Comprobar si el modelo de músculo
completo alternativo converge

Resultados obtenidos del modelo
biomecánico de humano completo
3D en una captura de salto/sprint

Gracias por su atención