

Programa Oficial de Doctorado en Ingeniería Naval e Industrial

Modelos musculares simplificados para la simulación del movimiento humano

Autor:

Mario Lamas Rodríguez

Directores:

Francisco Javier Cuadrado Aranda

Urbano Lugrís Armesto

Noviembre 2021

CONTENIDOS



- I. Introducción
- II. Planteamiento del problema
- III. Modelos musculares
- IV. MTG
- V. Sinergias
- VI. Interpolación
- VII. Resultados
- VIII. Conclusiones

CONTENIDOS



I. Introducción

II. Planteamiento del problema

III. Modelos musculares

IV. MTG

V. Sinergias

VI. Interpolación

VII. Resultados

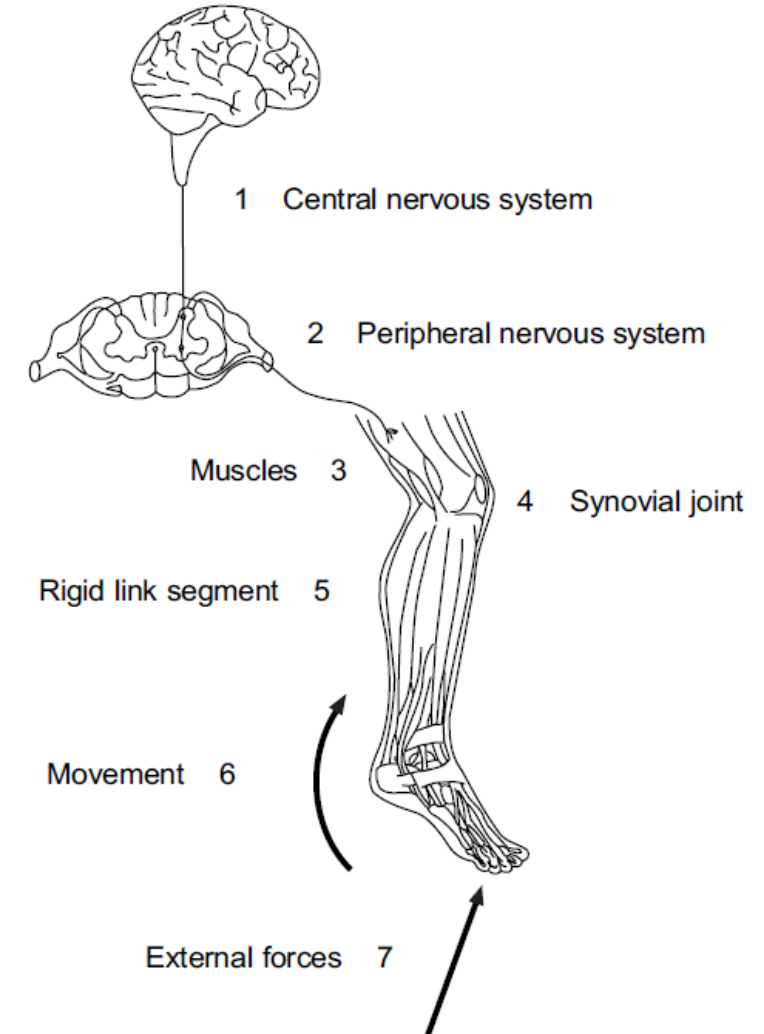
VIII. Conclusiones

INTRODUCCIÓN: Motivación



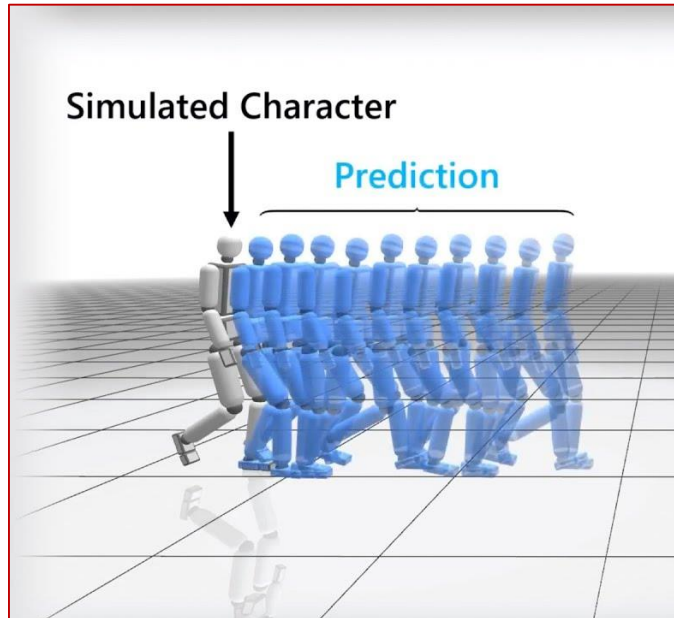
Simulación del movimiento humano

Comportamiento del
Sistema Nervioso
Central



INTRODUCCIÓN: Motivación

Simulación del movimiento humano



INTRODUCCIÓN: Motivación



Simulación del movimiento humano

Extrapolar el
movimiento conocido

- Control óptimo.

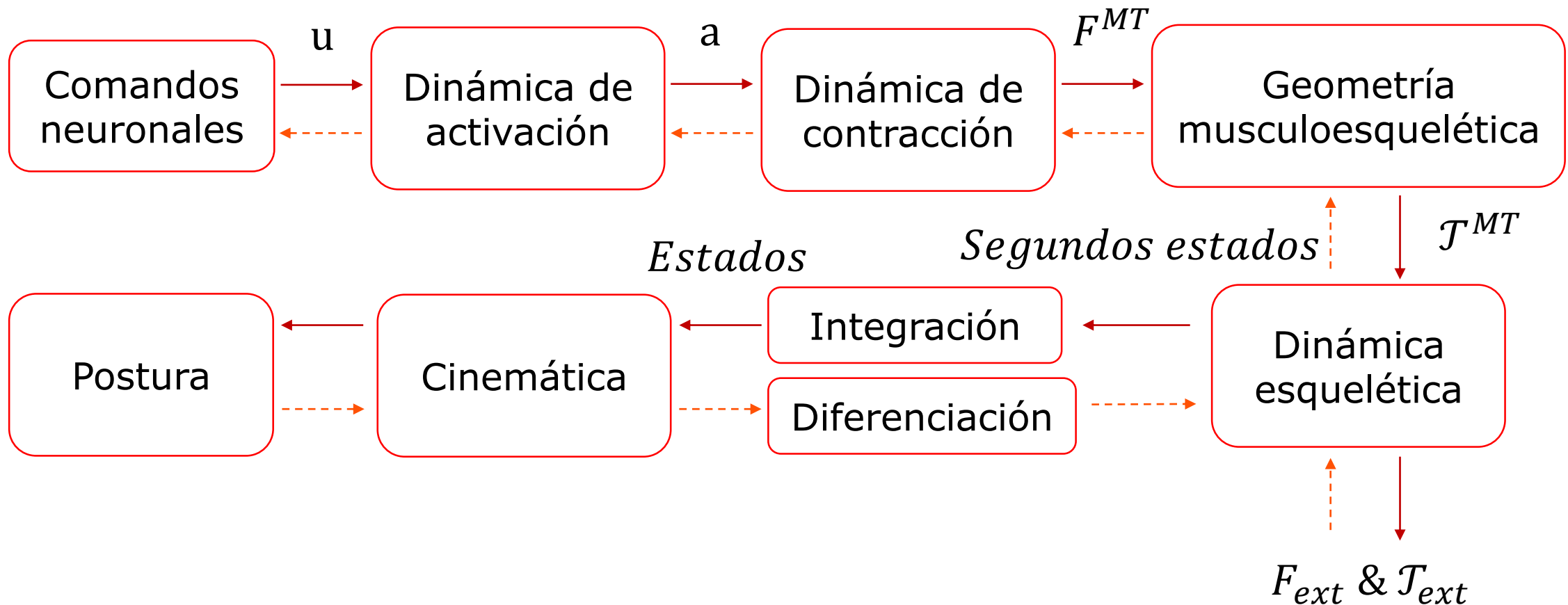
Generar nuevos
movimientos

- Controladores que imitan el sistema neuronal.
- Controladores basados en Inteligencia Artificial.

INTRODUCCIÓN: Motivación

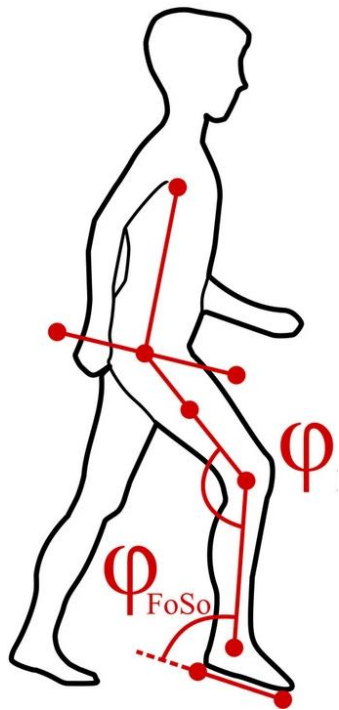
Simulación del movimiento humano

→ Directa
- - - Inversa

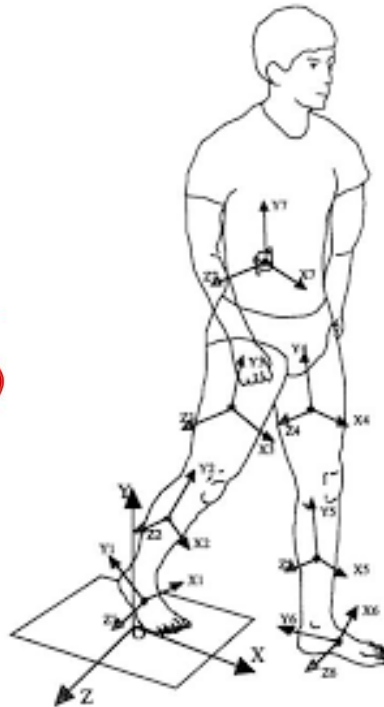


INTRODUCCIÓN: Motivación

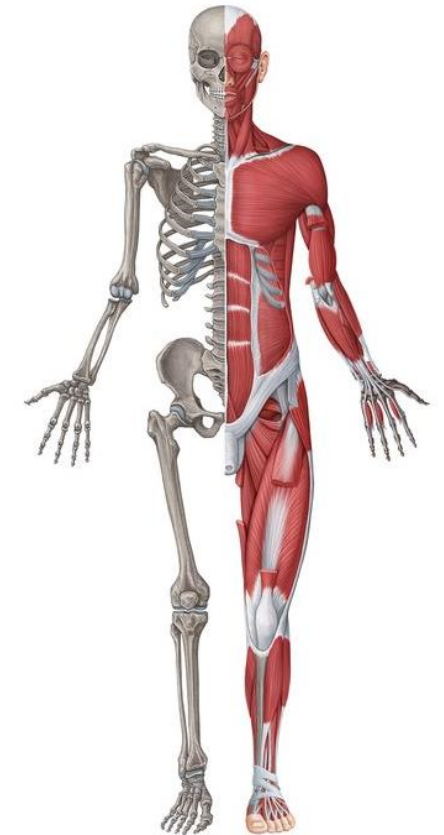
Simulación del movimiento humano



VS



VS



INTRODUCCIÓN: Motivación

Proyecto nacional

- Estudio de la relación entre la **eficiencia** y la **precisión** en modelos biomecánicos del cuerpo humano.

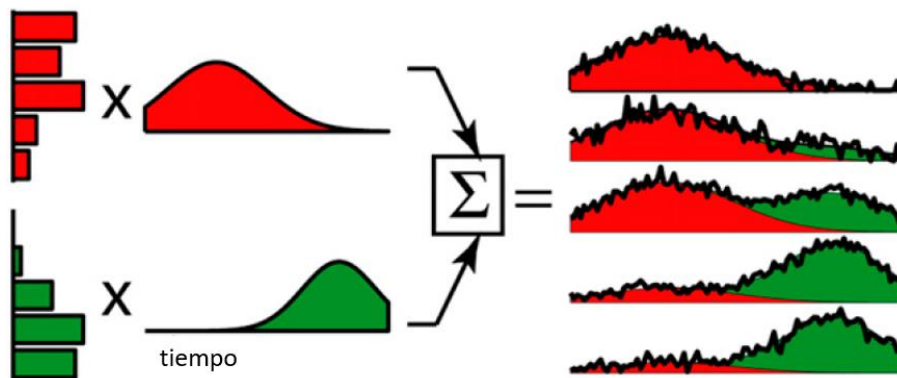
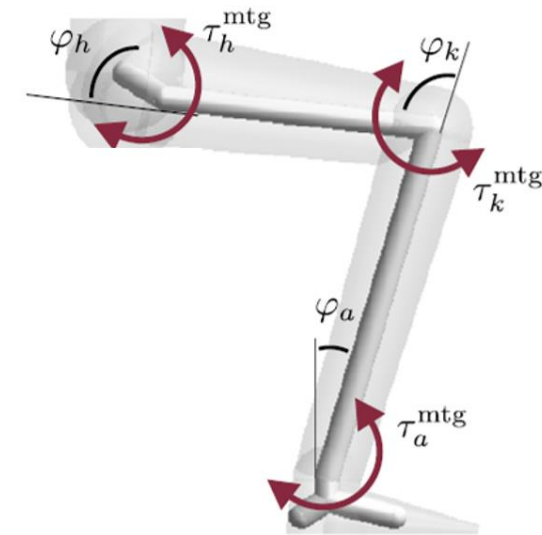
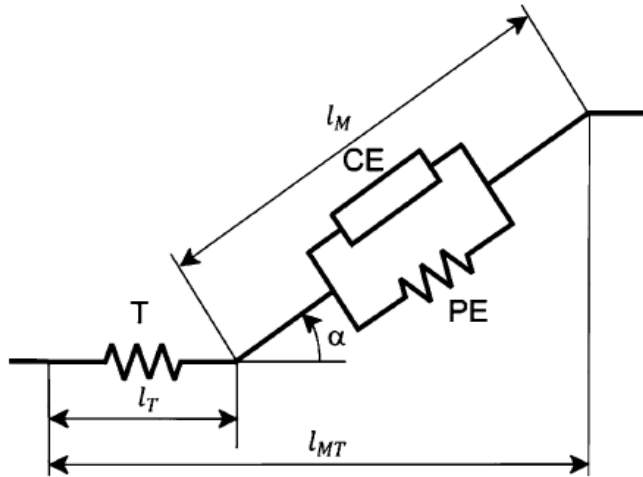


Modelos
musculares
realistas



Tiempo de
ejecución
razonable

INTRODUCCIÓN: Estado del arte



GDL	J	l^{MT}	v^{MT}
POSICIONES			

INTRODUCCIÓN



Objetivos

- Comparación de la **eficiencia** y **precisión** de las diferentes estrategias de modelización muscular.
- Estudio de la influencia de la **intensidad del movimiento** mediante la selección de dos movimientos: **marcha**, como ejemplo de movimiento lento, y **salto vertical**, como ejemplo de movimiento rápido.

CONTENIDOS



I. Introducción

II. Planteamiento del problema

III. Modelos musculares

IV. MTG

V. Sinergias

VI. Interpolación

VII. Resultados

VIII. Conclusiones

PLANTEAMIENTO: Análisis dinámico directo

- Mejor consistencia dinámica a nivel muscular.
- Sirve como paso previo a la predicción del movimiento.
- Se emplea el CTC (Computed Torque Control), en el que la actuación sobre cada grado de libertad se calcula según la siguiente expresión:

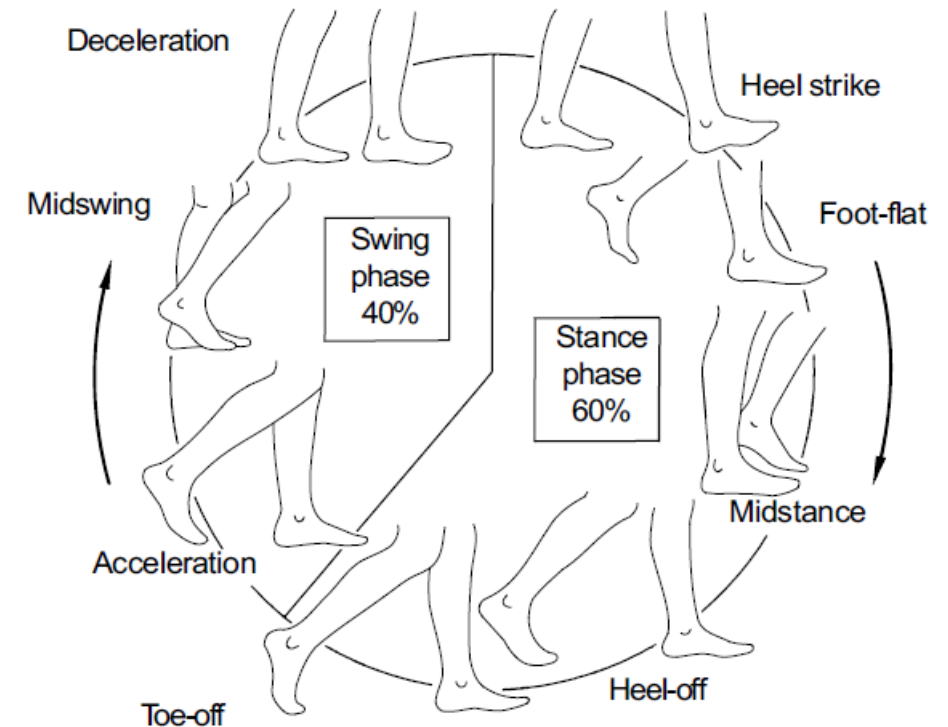
$$Q_u = M\ddot{z} - Q_c = M[\ddot{z}_{\text{ref}}(t^{k+1}) + K_D\dot{\epsilon}^{k+1} + K_P\epsilon^{k+1}] - Q_c,$$

$$\dot{\epsilon}^{k+1} = \dot{z}_{\text{ref}}^{k+1} - \dot{z}^{k+1}$$

$$\epsilon^{k+1} = z_{\text{ref}}^{k+1} - z^{k+1}$$

Marcha

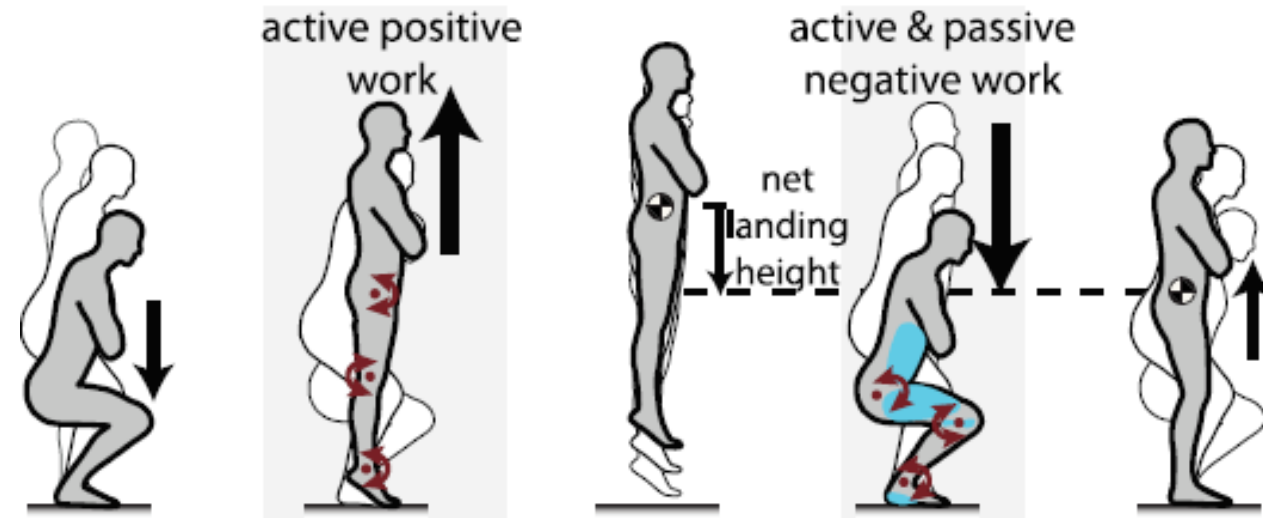
- **Movimiento periódico** de cada pie desde una posición de soporte hasta la siguiente.
- Capacidad clave en los sujetos sanos.
- Fundamental en el **desarrollo de robots humanoides**, predicción de movimiento, o animación de caracteres virtuales.



PLANTEAMIENTO: Ejercicios

Salto vertical

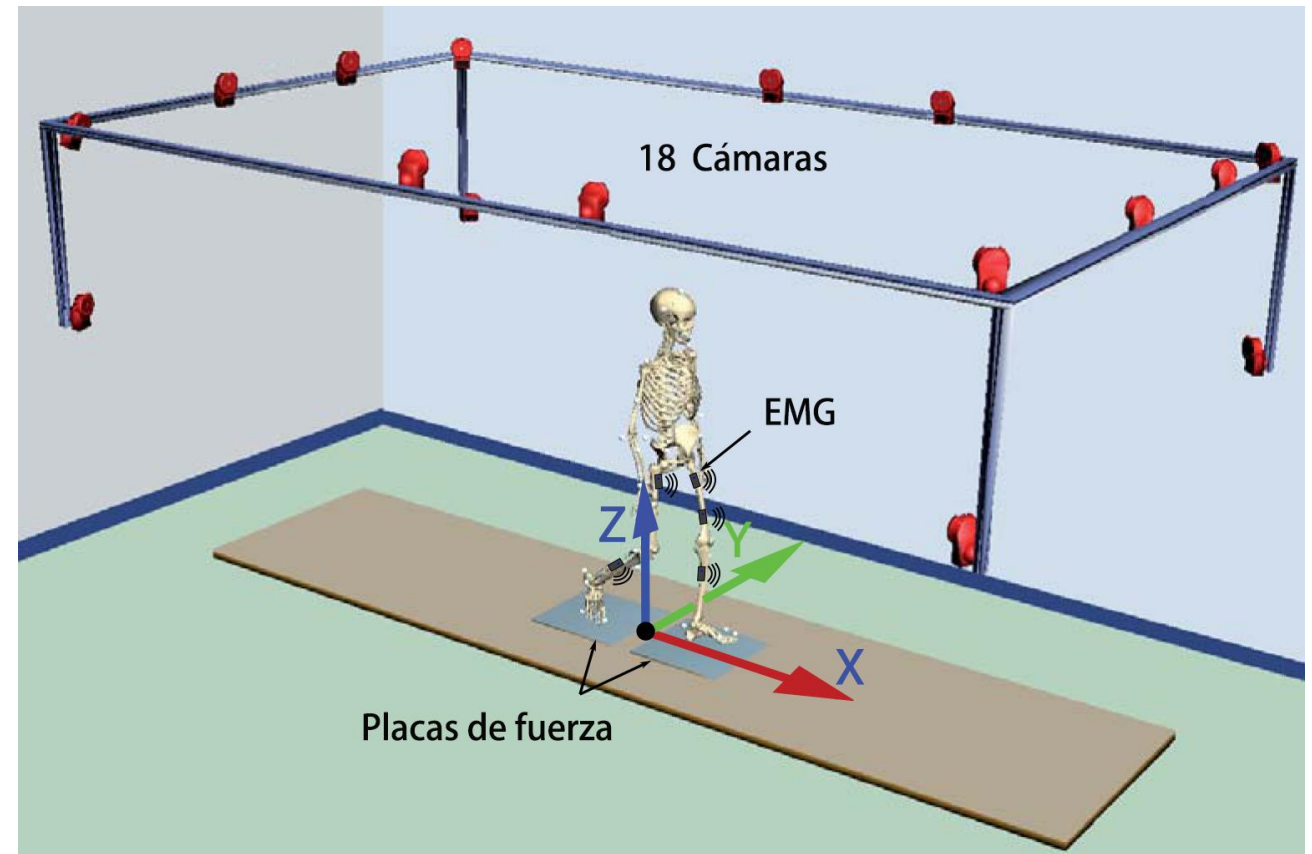
- Salto vertical con contramovimiento.
- Impulso previo mediante la flexión coordinada de las caderas, las rodillas y los tobillos y su consecuente extensión.
- Movimiento más **ágil** que el de la marcha.



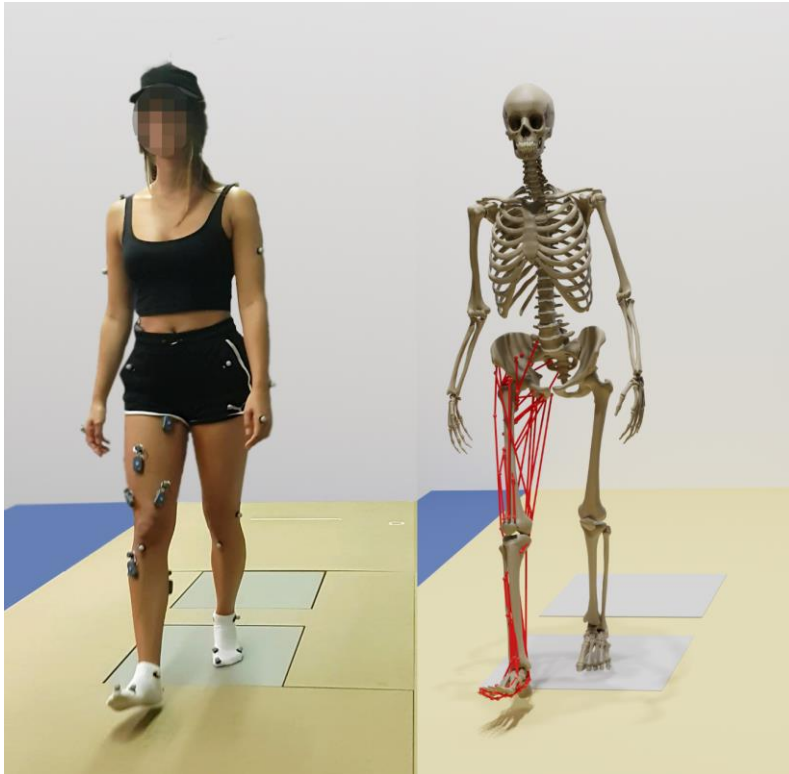
PLANTEAMIENTO: Sistema de medida

Captura de movimiento-fuerza-EMG

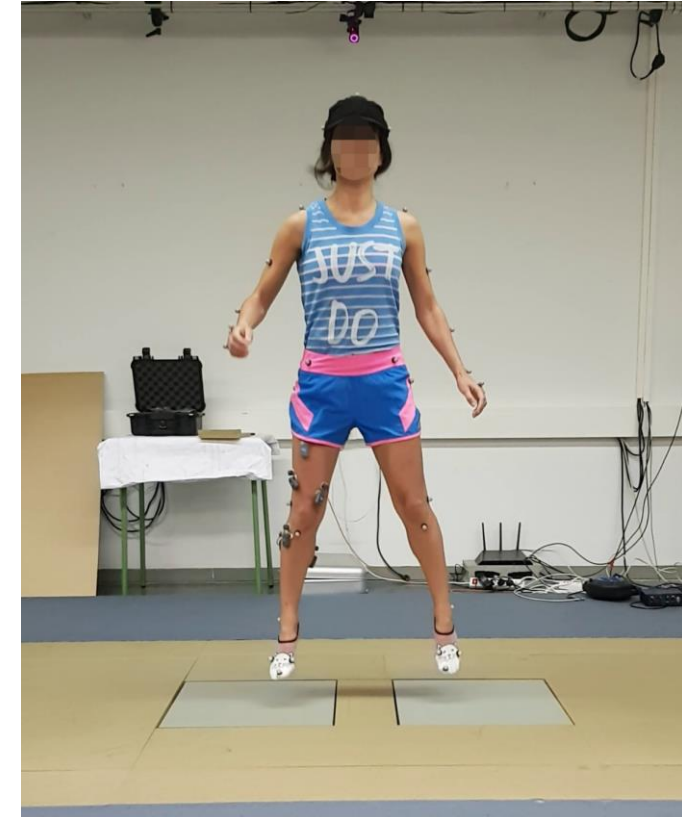
- 18 cámaras infrarrojas Natural Point Opti-Track FLEX 3.
- 2 placas AMTI AccuGait embebidas.
- 9 sensores de electromiografía BTS FREEMG.



PLANTEAMIENTO: Sujetos



- Mujer adulta sana de 30 años, 50 Kg y 1.65 m de altura.



- Mujer adulta sana de 29 años, 47 Kg y 1.57 m de altura.

PLANTEAMIENTO: M. esquelético

Modelo esquelético

- 18 sólidos unidos mediante juntas esféricas, con 57 grados de libertad, modelizado en coordenadas relativas.

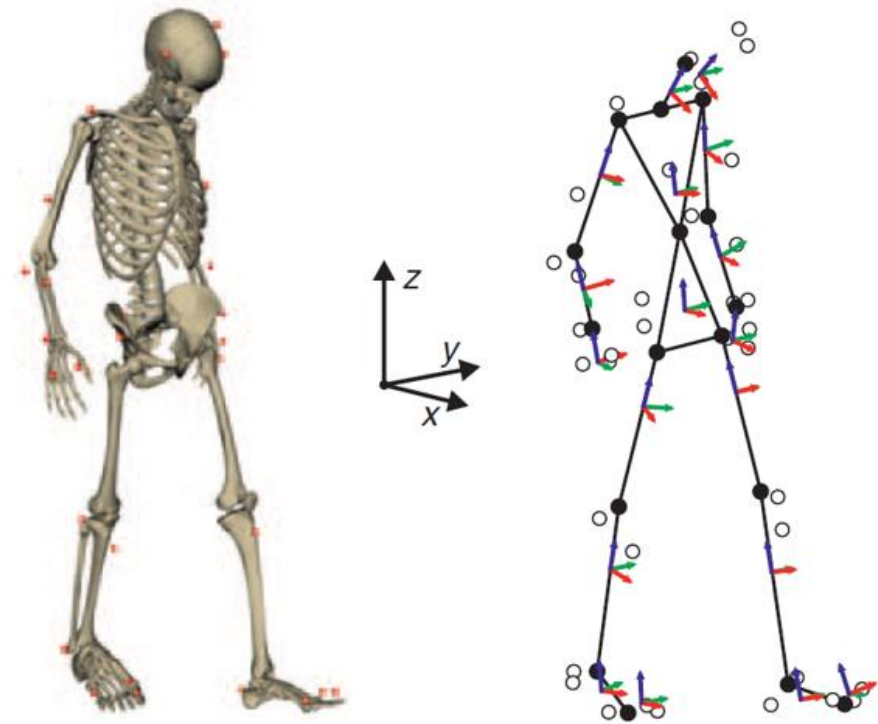
Parámetros
inerciales

Superior

Tablas
estandarizadas

Inferior

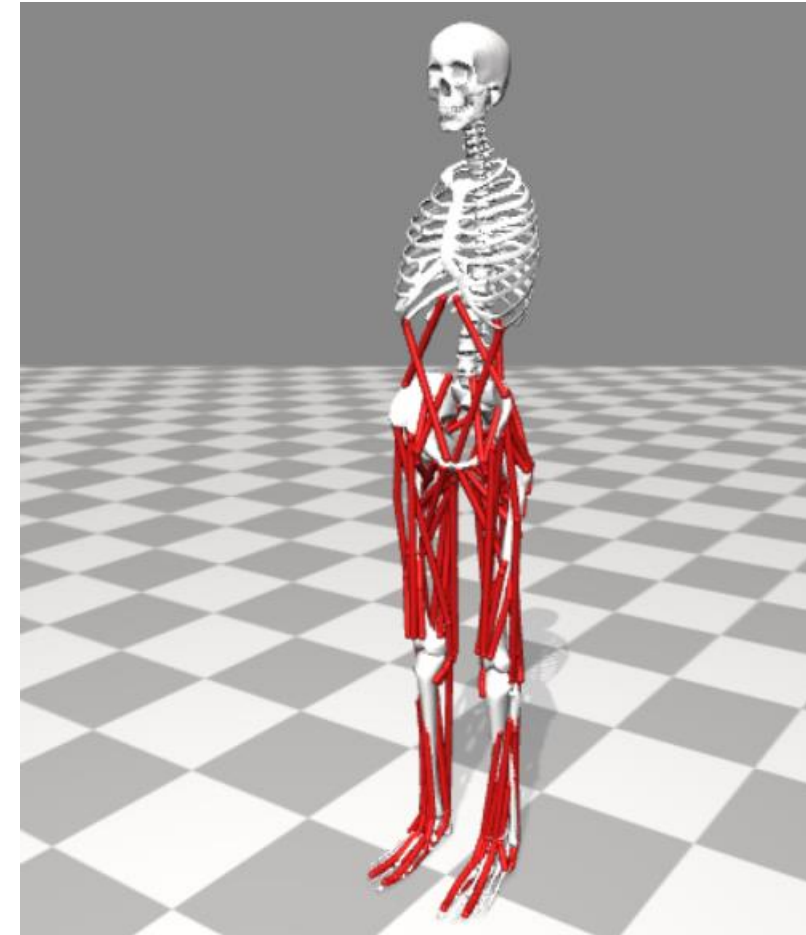
Ecuaciones de
regresión



PLANTEAMIENTO: M. musculoesquelético

Modelo musculoesquelético

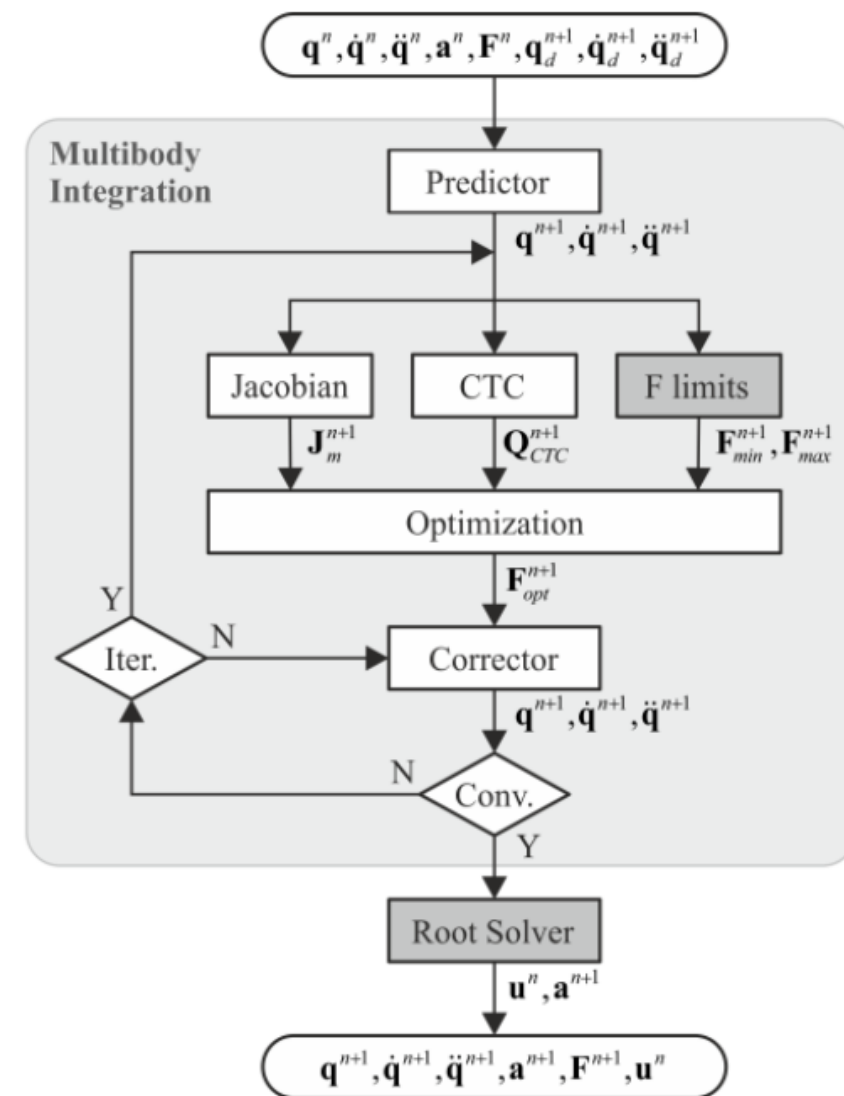
- 86 músculos (43 músculos para cada pierna) obtenidos de OpenSIM Gait2392.
- Factores de escala para:
 - ❖ Puntos de origen e inserción.
 - ❖ Longitudes musculares.
 - ❖ Fuerzas isométricas máximas.



PLANTEAMIENTO: Formulación dinámica

Algoritmo de cosimulación

- Integración de las **ecuaciones multicuerpo** y la **dinámica muscular** por separado, permitiendo una integración independiente.
- Tanto para las **ecuaciones multicuerpo** como para la **dinámica muscular** se emplea un **integrador implícito de tipo regla trapezoidal**.



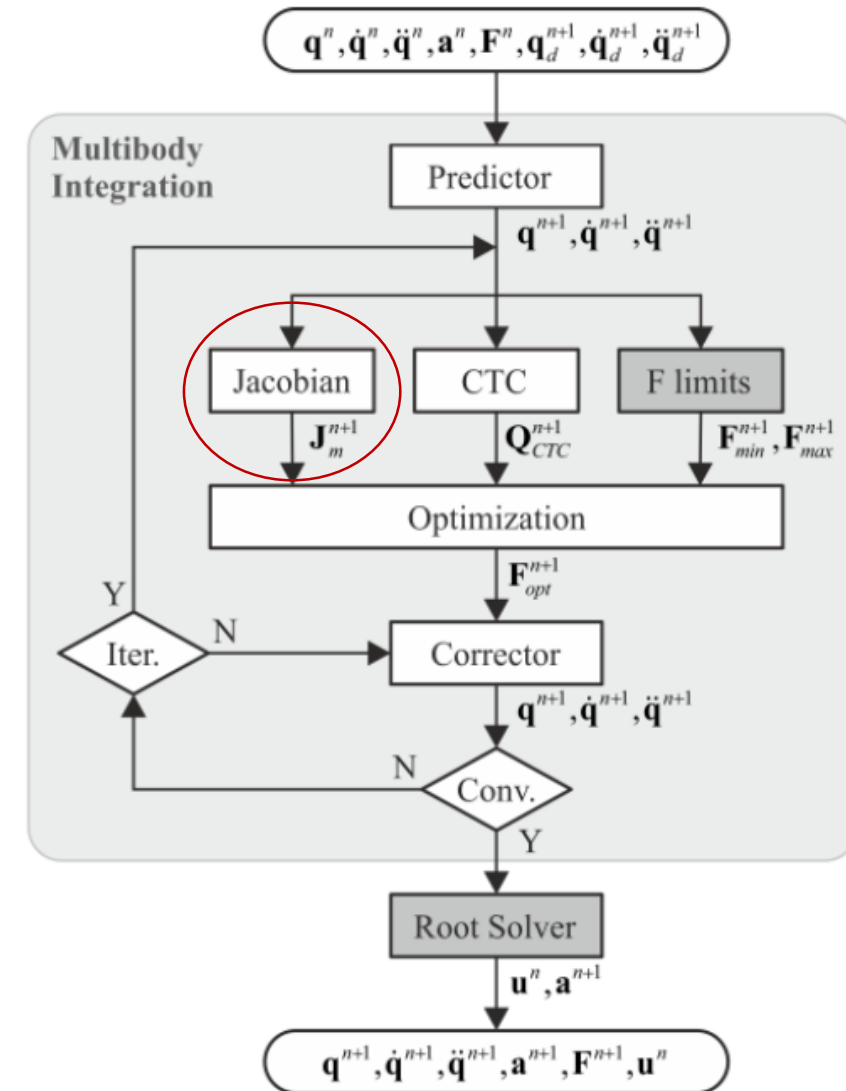
PLANTEAMIENTO: Formulación dinámica

Jacobiano

- Relaciona las **fuerzas musculares** con los **pares netos** que generan dichas fuerzas sobre los grados de libertad del sistema.

$$\mathbf{J}^T \mathbf{F}^{MT} = \mathcal{T}^{MT}$$

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} & \dots & J_{1m} \\ J_{21} & J_{22} & \dots & J_{2m} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ J_{g1} & J_{g2} & \dots & J_{gm} \end{bmatrix}$$



PLANTEAMIENTO: Formulación dinámica

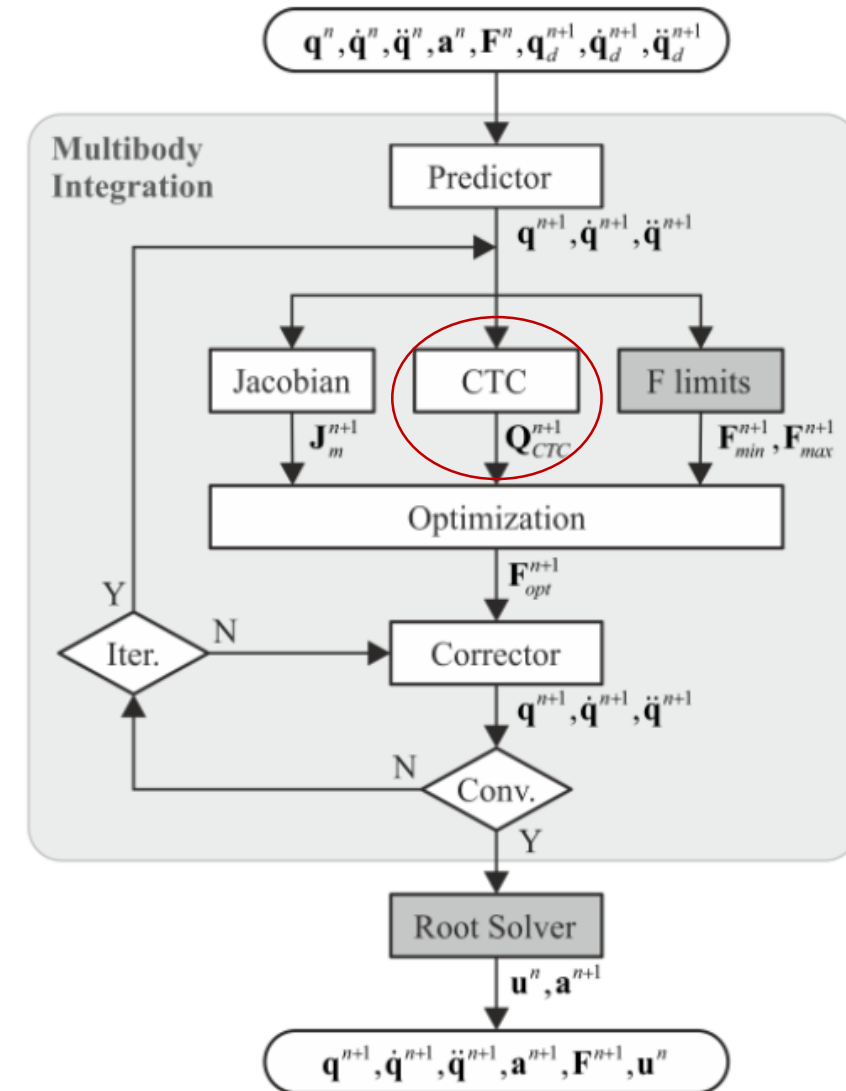
CTC

- Controlador del par computado.
- Permite obtener los pares que aseguren el seguimiento de las trayectorias articulares deseadas.

$$Q_u = M\ddot{z} - Q_c = M[\ddot{z}_{\text{ref}}(t^{k+1}) + K_D\epsilon^{k+1} + K_P\dot{\epsilon}^{k+1}] - Q_c,$$

$$\dot{\epsilon}^{k+1} = \dot{z}_{\text{ref}}^{k+1} - \dot{z}^{k+1}$$

$$\epsilon^{k+1} = z_{\text{ref}}^{k+1} - z^{k+1}$$



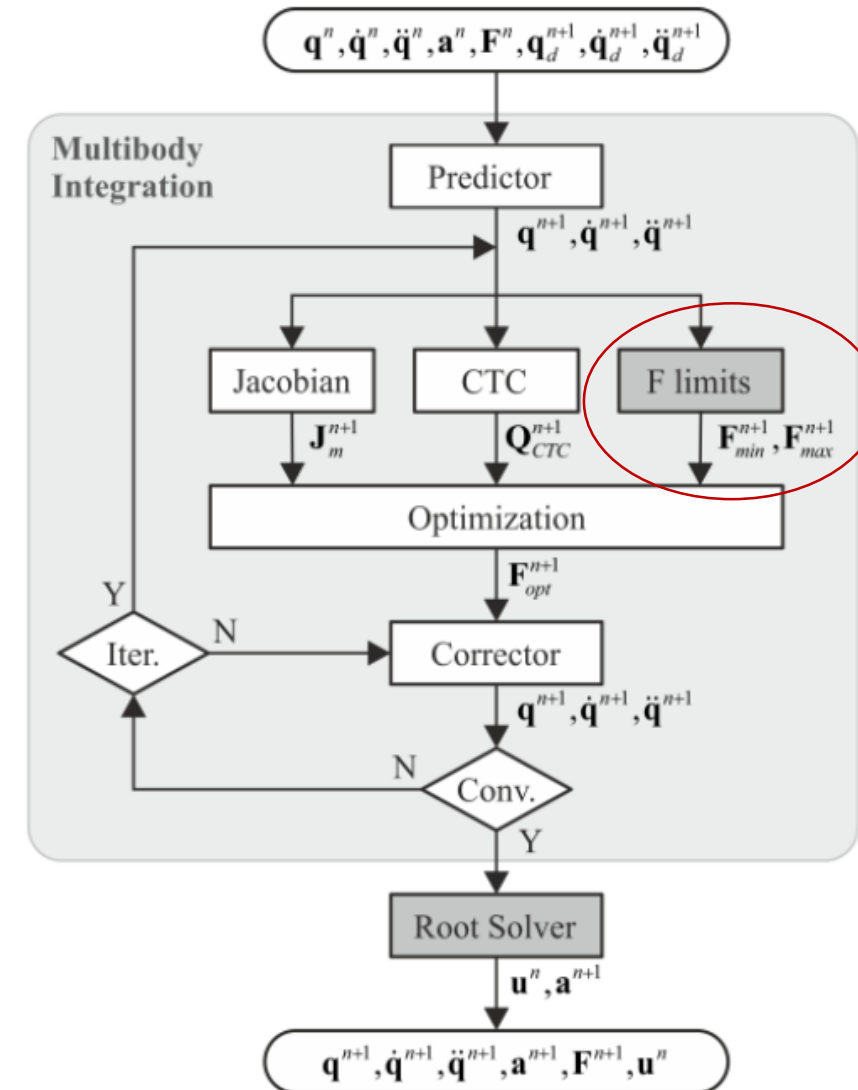
PLANTEAMIENTO: Formulación dinámica

Límites de las fuerzas musculares

- Cálculo de las **fuerzas musculares mínimas y máximas**.
- Integración de la **dinámica de contracción** para valores de excitación muscular de 0 y 1.

$$l^{MT}(t_k < t < t_{k+1}) = l^{MT}(k) + \frac{l^{MT}(k+1) - l^{MT}(k)}{\Delta t} (t - t_k)$$

$$v^{MT}(t_k < t < t_{k+1}) = v^{MT}(k) + \frac{v^{MT}(k+1) - v^{MT}(k)}{\Delta t} (t - t_k)$$

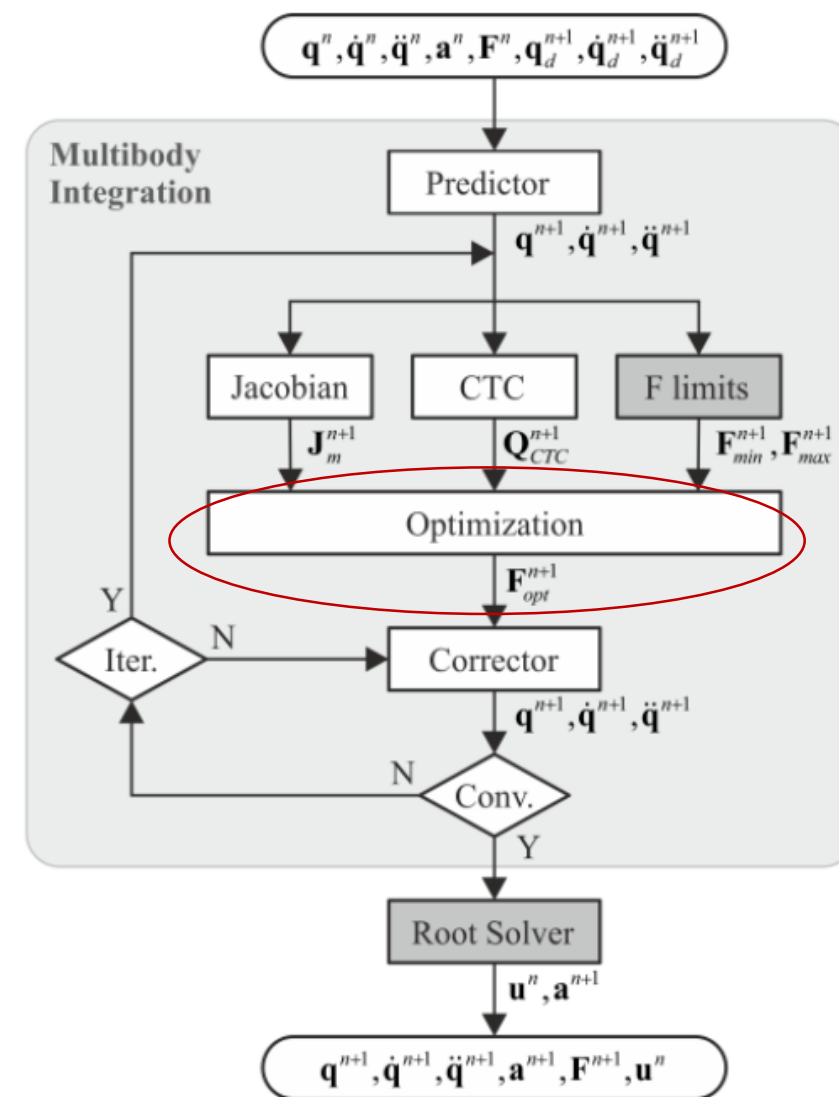


PLANTEAMIENTO: Formulación dinámica

Optimización

- Definición de un método de optimización para obtener las fuerzas musculares óptimas.

$$\begin{aligned} &\text{minimiza} && \sum_{i=1}^m \left(\frac{F_i^{MT}}{F_{i,0}^M} \right)^2 \\ &\text{sujeto a} && \mathbf{J}^T \mathbf{F}^{MT} = \mathcal{T}^{MT} \\ &&& F_{i,min}^{MT} < F_i^{MT} < F_{i,max}^{MT}; \quad i = 1, \dots, n \end{aligned}$$

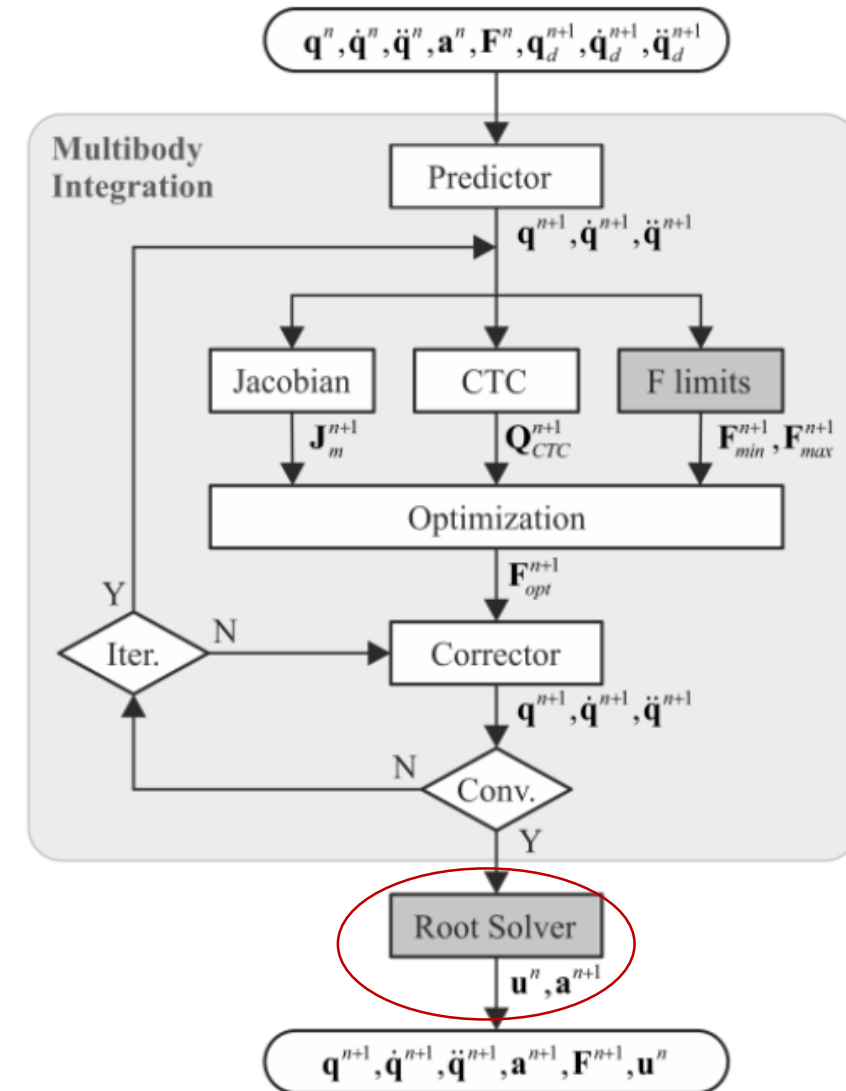


PLANTEAMIENTO: Formulación dinámica

Algoritmo de búsqueda de raíces iterativo

- Para cada músculo, se obtiene la excitación que cumpla que:

$$F_{opt}^{n+1} = F^n + \int_{t^n}^{t^{n+1}} f_F(a, F, l, \dot{l}) dt$$



CONTENIDOS



I. Introducción

II. Planteamiento del problema

III. Modelos musculares

IV. MTG

V. Sinergias

VI. Interpolación

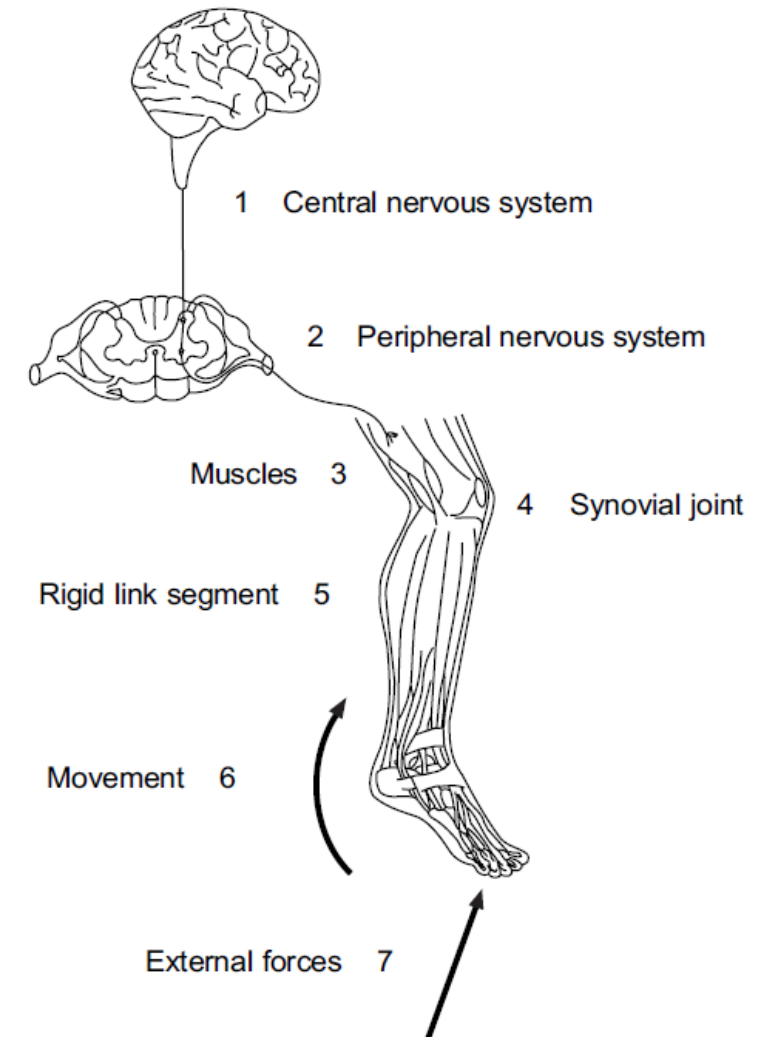
VII. Resultados

VIII. Conclusiones

MODELIZACIÓN: Reparto muscular



- El cuerpo humano posee más músculos para actuar cada grado de libertad de los necesarios.
- Definir un **criterio** con el cual encontrar la solución que más se acerque a la realidad.



MODELIZACIÓN: Reparto muscular

- Para resolver este **problema de reparto muscular**, es necesario emplear un método de optimización:

Criterio: la suma de los cuadrados de las fuerzas musculares relativas

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

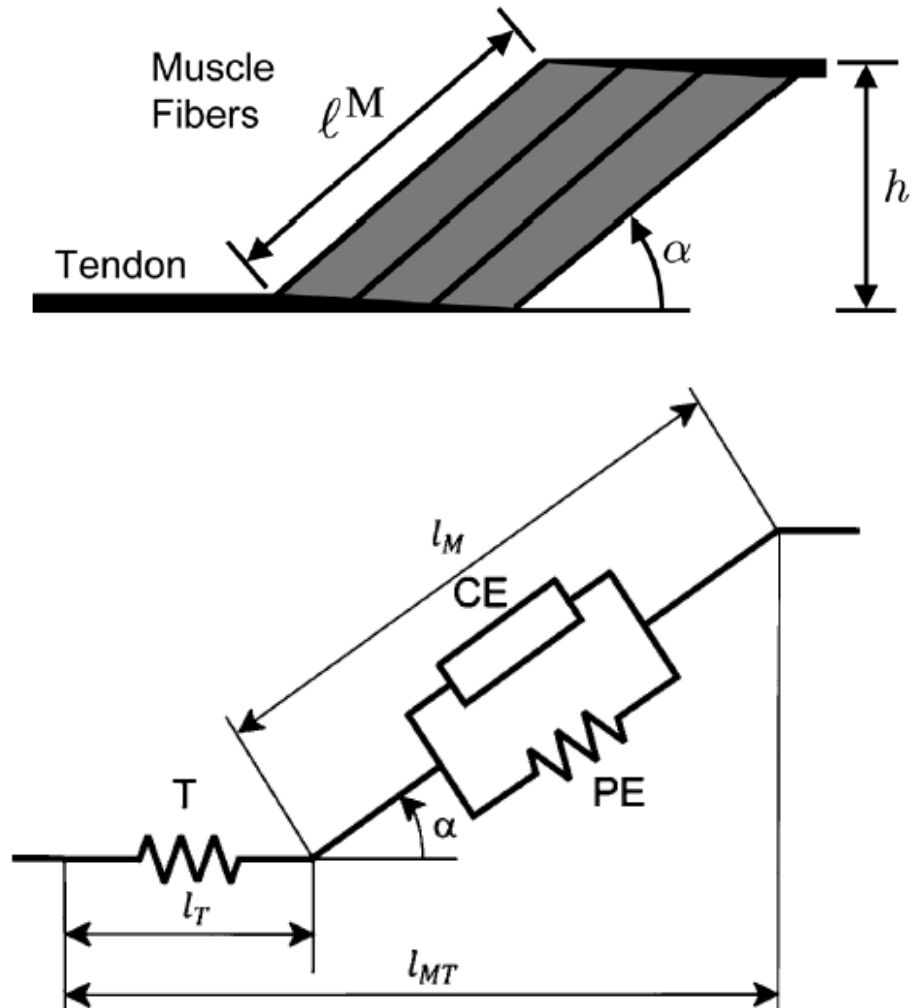
sujeto a
$$\mathbf{J}^T \mathbf{F}^{MT} = \mathcal{T}^{MT}$$

$$F_{i,min}^{MT} < F_i^{MT} < F_{i,max}^{MT}; \quad i = 1, \dots, n$$

MODELIZACIÓN: Modelo de Hill

La **estructura del músculo** estaría definida como un sistema compuesto por:

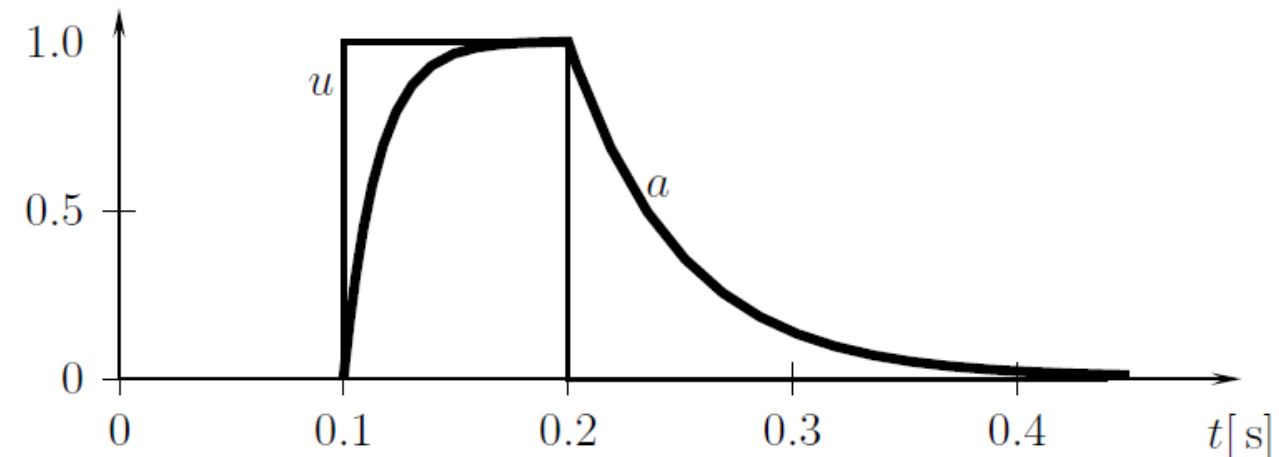
- El **elemento contráctil (CE)**: Representa la parte activa del músculo.
- El **elemento paralelo (PE)**: Representa el componente pasivo del músculo.
- El **elemento en serie (T)**: Representa la elasticidad intrínseca de los miofilamentos del tendón.



MODELIZACIÓN: Modelo de Hill

Dinámica de activación

- La activación muscular se produce tras una **excitación neuronal normalizada** $u(t)$.
- La estimulación de las fibras musculares conduce a un estado muscular activo, representado por la **activación muscular** $a(t)$.



$$\dot{a} = (u - a) \frac{u}{\mathcal{T}_{act}} + [u - (a - a_{min}) - (u - a)u] \frac{1}{\mathcal{T}_{deac}}$$

MODELIZACIÓN: Modelo de Hill

Dinámica de contracción

- La **contracción del músculo** se produce por la contracción de cada uno de los sarcómeros.

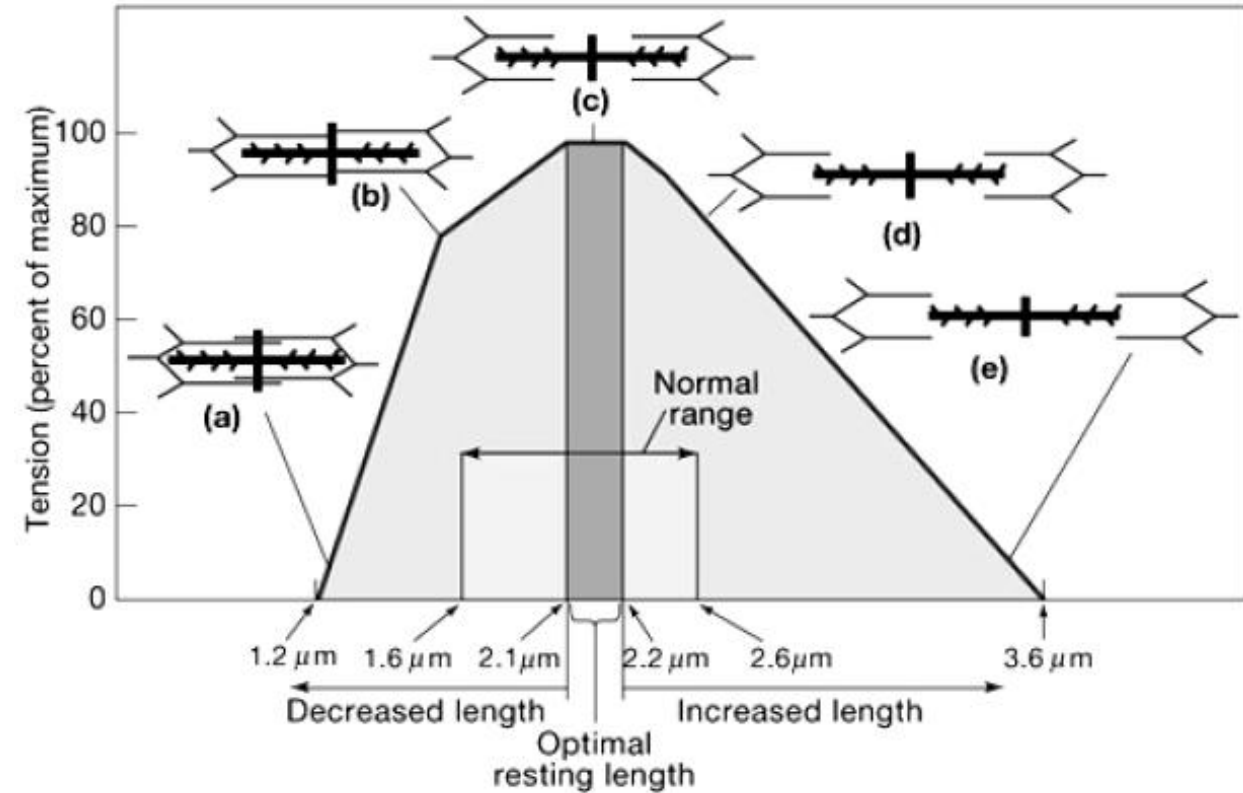
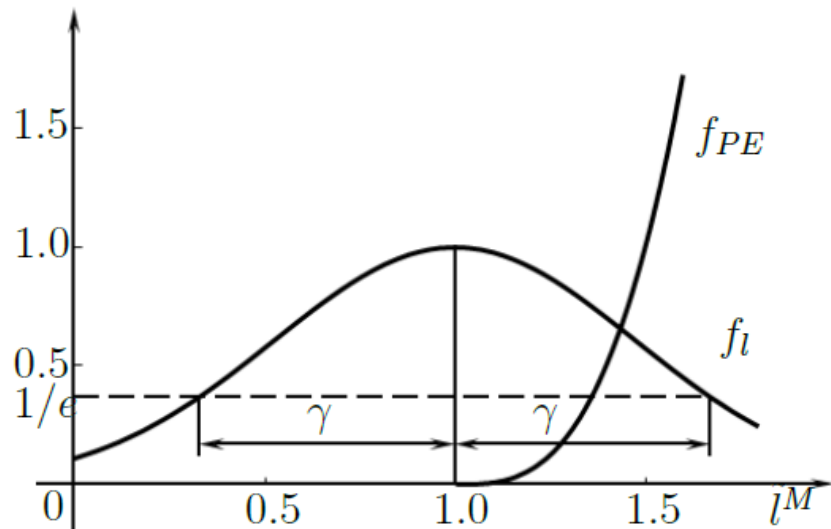
$$F^{MT} = (F_{PE}^M + F_{CE}^M) \cos \alpha = F_0^M (a f_L(\tilde{l}^M) f_v(\tilde{v}^M) + f_{PE}(\tilde{l}^M)) \cos \alpha$$

MODELIZACIÓN: Modelo de Hill

Relación fuerza-longitud

$$f_l(\tilde{l}^M) = e^{-[(\tilde{l}^M - 1)/\gamma]^2}$$

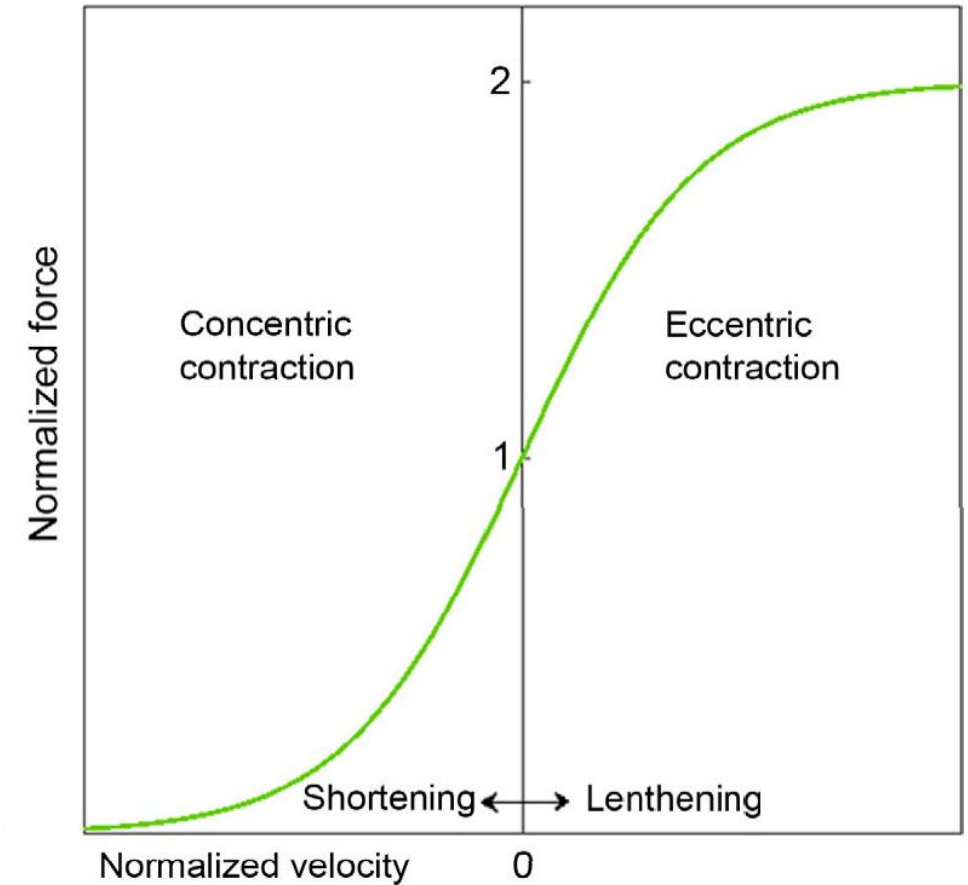
$$f_{PE}(\tilde{l}^M) = \frac{e^{k_{PE}(\tilde{l}^M - 1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{k_{PE}} - 1}$$



MODELIZACIÓN: Modelo de Hill

Relación fuerza-velocidad

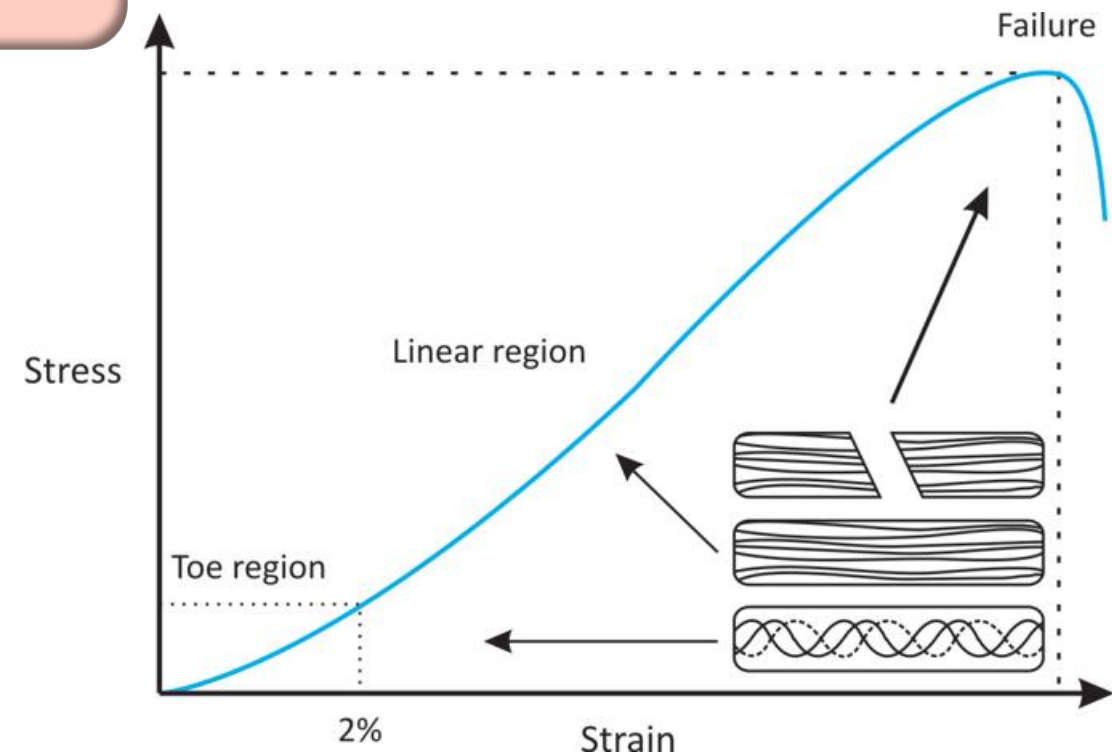
$$f_v(\tilde{v}^M) = \begin{cases} 0 & \text{si } \tilde{v}^M \leq -1, \\ \frac{1 + \tilde{v}^M}{1 - \tilde{v}^M/k_{CE1}} & \text{si } -1 < \tilde{v}^M \leq 0, \\ \frac{1 + \tilde{v}^M f_v^{max}/k_{CE2}}{1 + \tilde{v}^M/k_{CE2}} & \text{si } \tilde{v}^M \geq 0. \end{cases}$$



MODELIZACIÓN: Modelo de Hill

Relación fuerza-deformación

$$f_T(\varepsilon^T) = \begin{cases} 0.10377(e^{91\varepsilon^T} - 1) & \text{si } 0 \leq \varepsilon^T < 0.01516 \\ 37.526\varepsilon^T - 0.26029 & \text{si } 0.01516 \leq \varepsilon^T < 0.1 \end{cases}$$



MODELIZACIÓN: Modelo de Hill

Dinámica de contracción

- La **variación de la fuerza del músculo-tendón** se puede expresar como:

$$\dot{F}^{MT} = k^T \left[v^{MT} - \frac{v_{max}}{\cos \alpha} f_v^{-1} \left(\frac{f_T(\tilde{\varepsilon}^T) / \cos \alpha - f_{PE}(\tilde{l}^M)}{\alpha f_L(\tilde{l}^M)} \right) \right]$$

MODELIZACIÓN: Modelo de Hill

Modelo de Hill con tendón rígido

$$l^T = l_S^T$$
$$l^M = \sqrt{(l^{MT} - l_S^T)^2 + h^2}$$
$$v^M = v^{MT} \cos \alpha$$

Modelo no fisiológico

$$F_{i,min}^{MT} = 0$$
$$F_{i,max}^{MT} = F_{i,0}^M$$

Modelo de Hill con tendón rígido sin retraso

$$a(t) = u$$
$$F_{min}^{MT} = F_{PE}^M \cos \alpha$$
$$F_{max}^{MT} = \left(F_0^M f_l \left(\tilde{l}^M \right) f_v \left(\tilde{l}^M \right) + F_{PE}^M \right) \cos \alpha$$

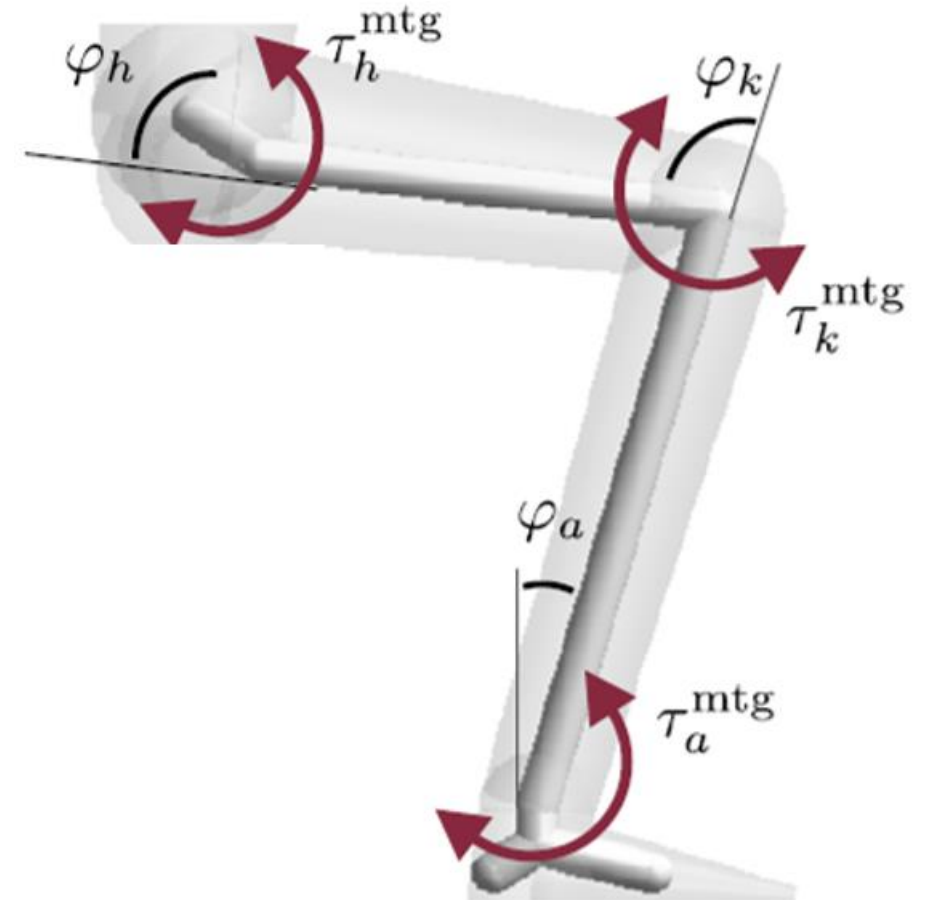
CONTENIDOS



- I. Introducción
- II. Planteamiento del problema
- III. Modelos musculares
- IV. MTG**
- V. Sinergias
- VI. Interpolación
- VII. Resultados
- VIII. Conclusiones

MTG: Modelo

- Muscle Torque Generator.
- Funciones que representan **los pares netos generados por los músculos sobre los grados de libertad.**
- Capturan las características más relevantes de la **dinámica muscular.**



MTG: Modelo

➤ Estimación del **par articular máximo voluntario**.

➤ Cada par se define por:

- Un **componente activo**, que representa el efecto de los múltiples músculos agonistas y antagonistas de dicho par.

$$T(\theta, \dot{\theta}) = aT_{activo}(\theta, \dot{\theta}) + T_{pasivo}(\theta)$$

$$T_{activo}(\theta, \dot{\theta}) = \begin{cases} C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4C_5 + \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4C_5 + \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) & \dot{\theta} \geq 0 \\ C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4C_5 - \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4C_5 - \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) (1 - C_6\dot{\theta}) & \dot{\theta} < 0 \end{cases}$$

Parámetros	Interpretación
$C_1 = F_{MAX}r$	Par articular isométrico máximo (Nm)
$C_2 = \pi/(\theta_{MAX} - \theta_{MIN})$	π dividido por el rango de ángulo articuladores donde la fuerza muscular active está presente
$C_3 = \theta_0$	Ángulo de la articulación en el par articular isométrico máximo (rad)
$C_4 = \omega_1$	Velocidad angular cuando el par es el 75% del par isométrico (rad/s)
$C_5 = \omega_2$	Velocidad angular cuando el par es el 50% del par isométrico (rad/s)
$C_6 = E$	Define el par excéntrico relativo al par concéntrico.

- Un **componente pasivo**, que refleja la tensión desarrollada por el tejido muscular, los tendones y los ligamentos cuando se estiran.

$$T_{pasivo}(\theta) = B_1 e^{k_1 \theta} + B_2 e^{k_2 \theta}$$

MTG: Modelo

Dinamómetro

- Tests de fuerza.
- Específico para cada sujeto.
- Robustez al método.



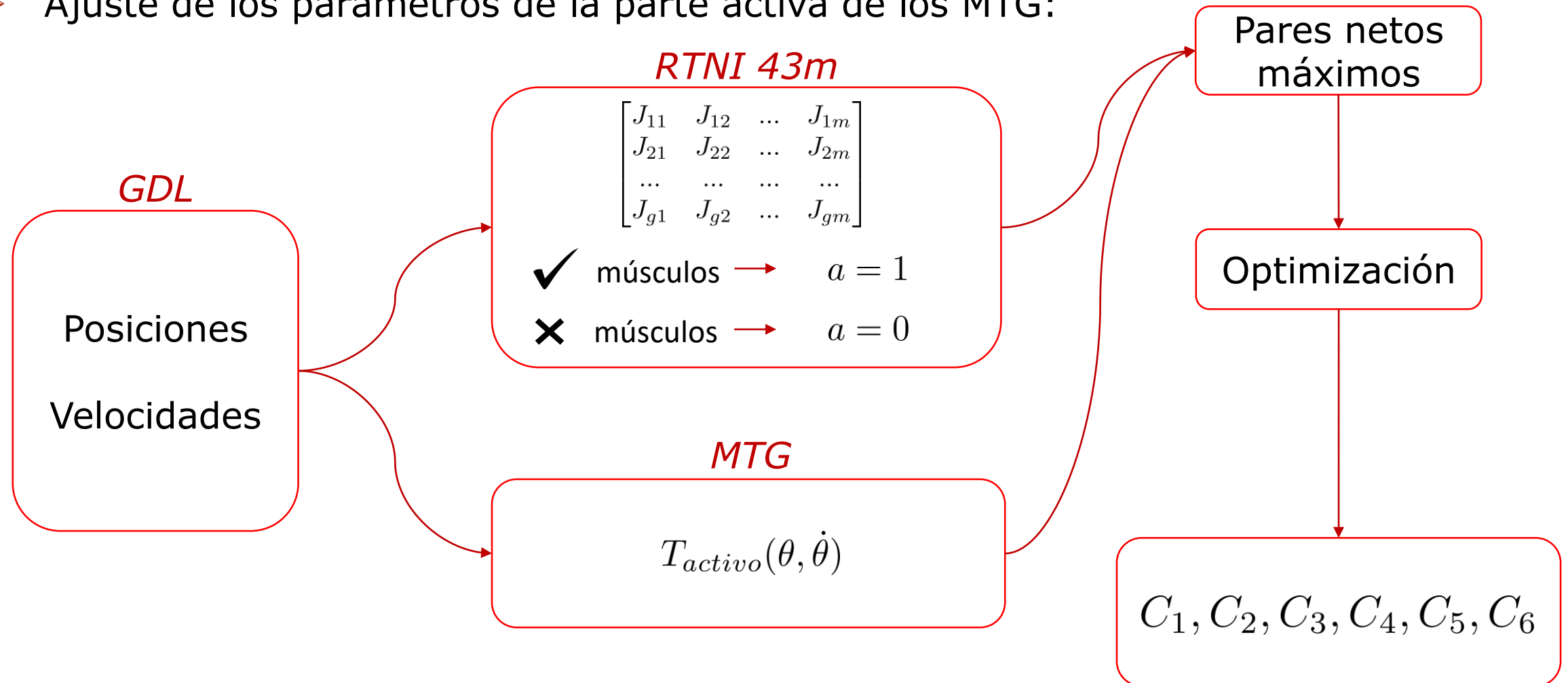
Valores medios

- Se obtienen a partir de unos valores medios.
- Se evitan los errores propios de los tests.

Edad	18-25		55-65		>65	
Género	M	F	M	F	M	F
Extensión Cadera						
C_1	0.161	0.181	0.171	0.140	0.144	0.138
C_2	0.958	0.697	0.922	0.830	0.896	0.707
C_3	0.932	1.242	1.176	1.241	1.125	1.542
C_4	1.578	1.567	1.601	1.444	1.561	1.613
C_5	3.190	3.164	3.236	2.919	3.152	3.256
C_6	0.242	0.164	0.320	0.317	0.477	0.360
B_1	-1.210	-1.753	-2.160	-1.361	-2.671	-0.758
k_1	-6.351	-6.358	-8.073	-7.128	-7.850	-7.545
B_2	0.476	0.239	0.108	0.013	0.092	0.018
k_2	5.910	3.872	4.593	6.479	5.192	6.061

MTG: Calibración

- Ajuste de los parámetros de la parte activa de los MTG:



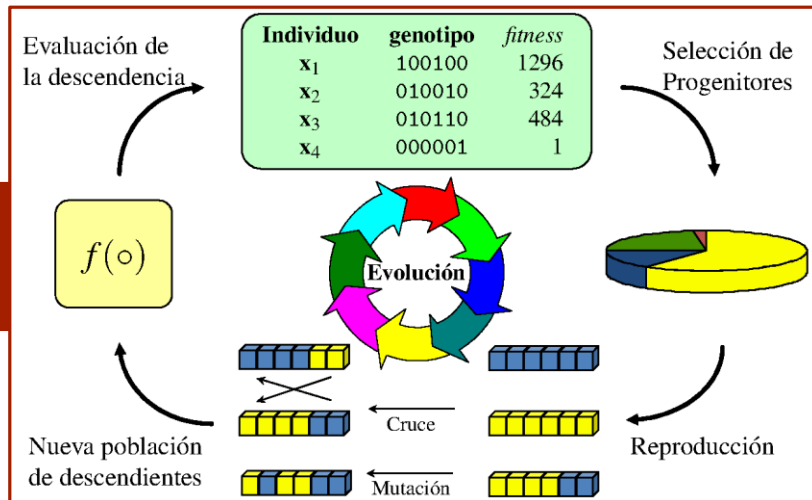
MTG: Calibración

- Ajuste de los parámetros de la parte activa de los MTG:



Minimización del error cuadrático medio de los pares netos máximos

minimiza $\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m (T_{ij} - T_{ij}^*)^2}{nm}}$



$$x_{n+1} = x_n - \lambda \nabla f(x)$$

MTG: Calibración

- Ajuste de los parámetros de la parte pasiva de los MTG:

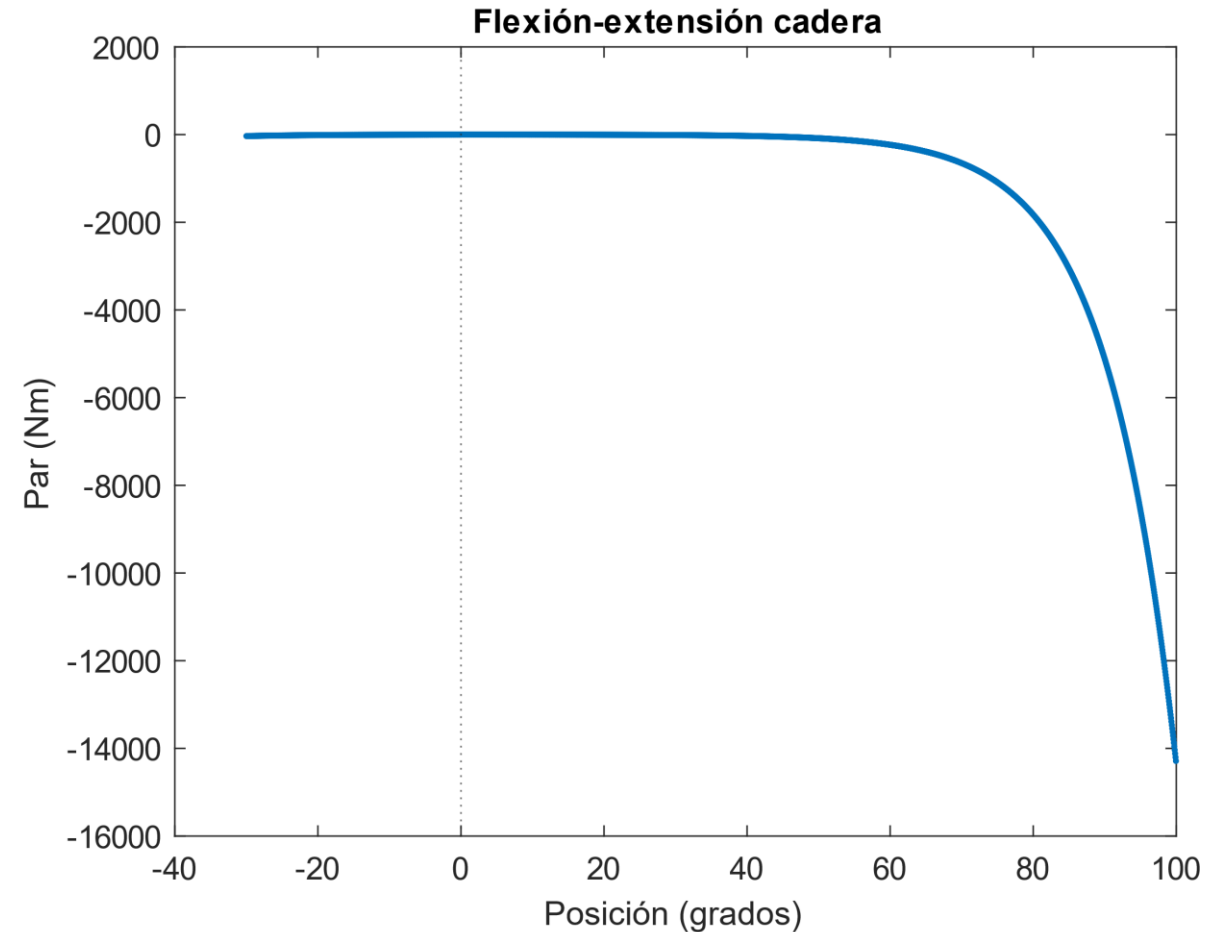
$$B_1 = 0$$

$$B_2 = 0$$

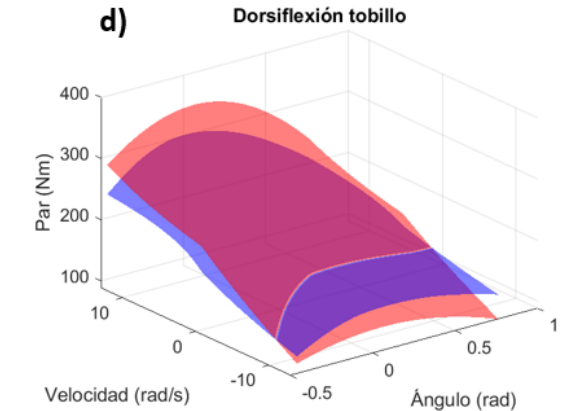
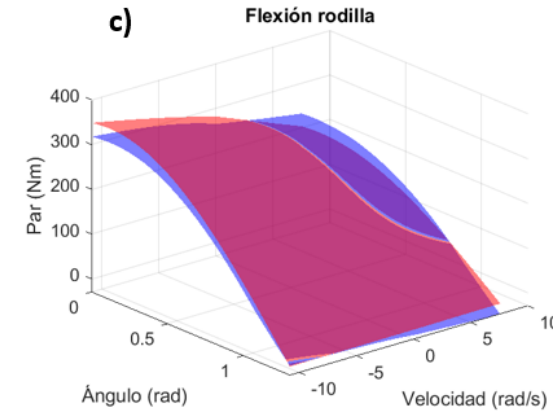
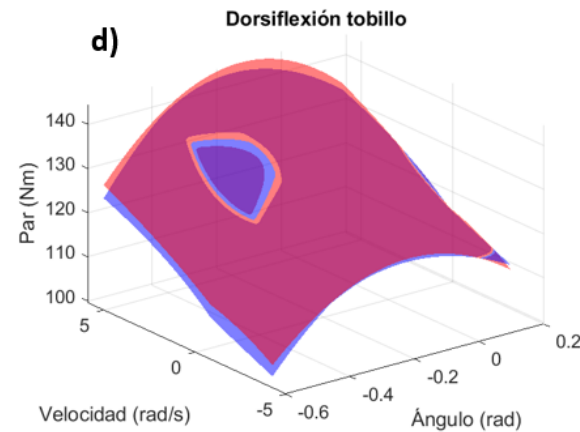
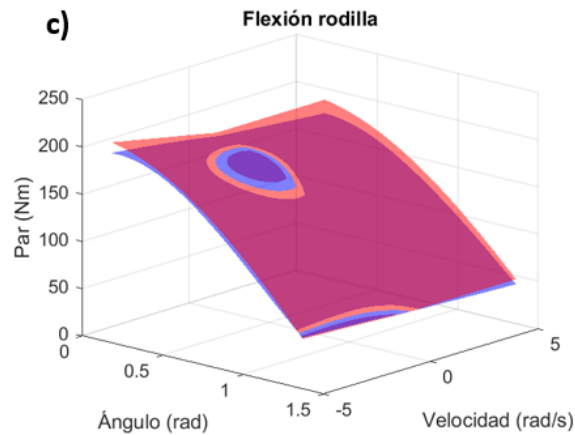
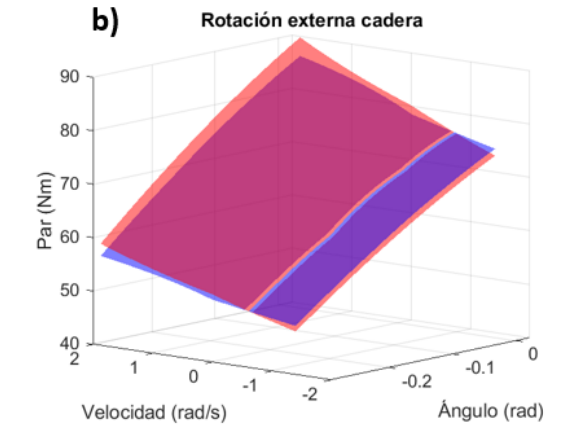
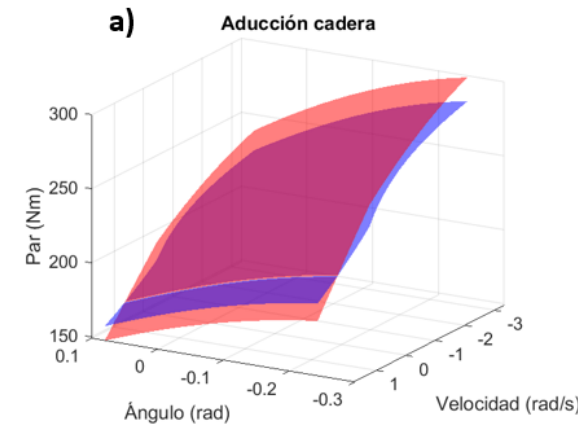
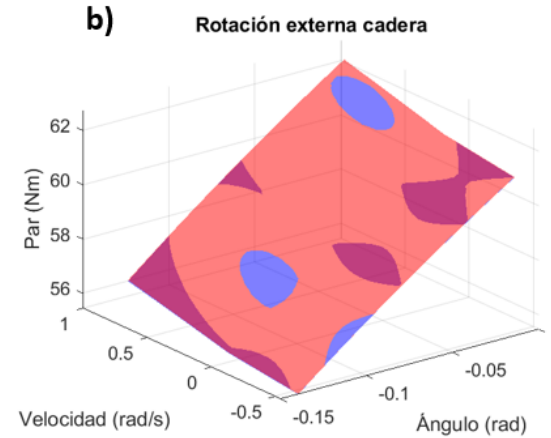
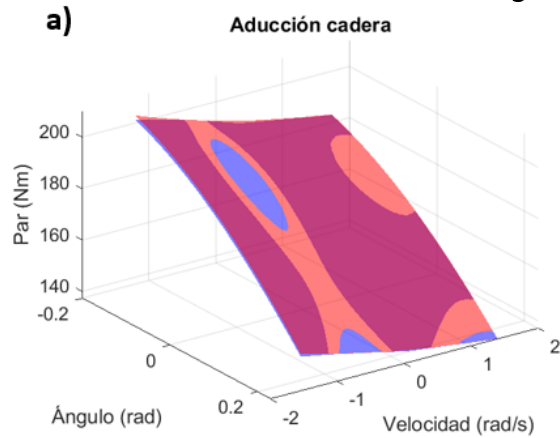
$$k_1 = 0$$

$$k_2 = 0$$

$$T_{pasivo}(\theta) = B_1 e^{k_1 \theta} + B_2 e^{k_2 \theta}$$



MTG: Calibración



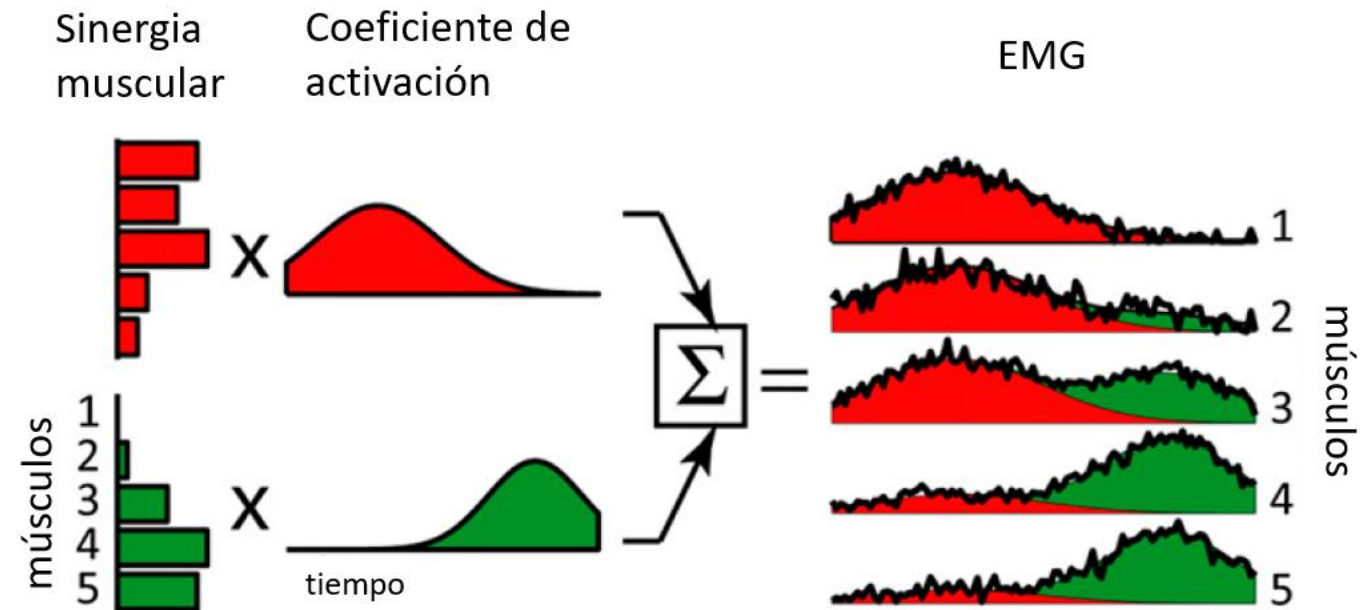
CONTENIDOS



- I. Introducción
- II. Planteamiento del problema
- III. Modelos musculares
- IV. MTG
- V. Sinergias**
- VI. Interpolación
- VII. Resultados
- VIII. Conclusiones

Sinergias

- Activación de múltiples músculos coordinados con una señal de control.
- Simplificación del sistema.



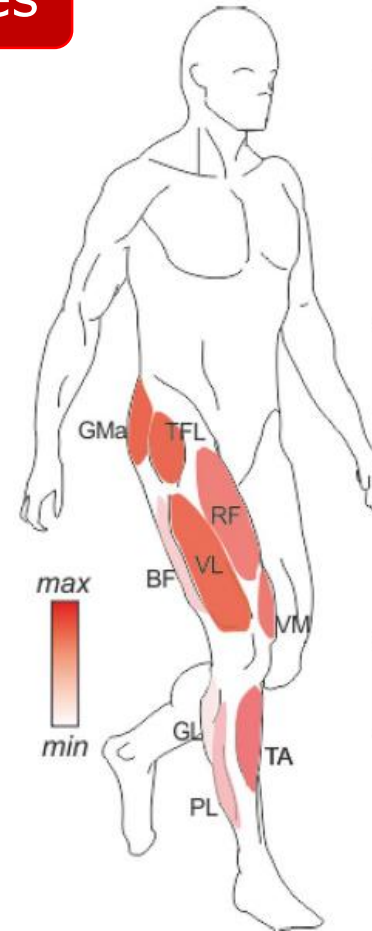
Sinergias: Determinación

Análisis de las sinergias musculares

$$e(t) = \sum_{j=1}^s c_j(t) w_j$$

- La **activación de las sinergias** indica cómo se activa el grupo de músculos a lo largo del tiempo.
- Los **vectores de sinergia** representan la contribución relativa de cada músculo.

$$a = Sa_s$$



EMG recording

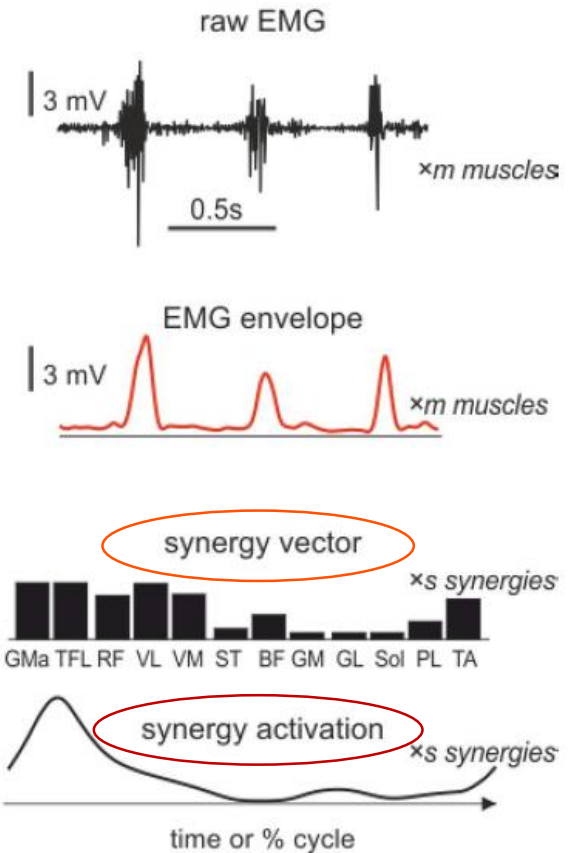
- choice of the muscles
- electrode type and placement
- experimental conditions

EMG processing

- noise filtering
- EMG integration or envelope
- baseline removal
- amplitude normalization
- time normalization

Synergy extraction

- synergy model
- factorization algorithm
- # of synergies



Sinergias: Optimización

Optimización sinérgica

- Estimación de las fuerzas musculares empleando activaciones musculares a partir de las sinergias. Las variables de diseño son las **sinergias musculares**.

Minimizar la suma de los errores al cuadrado de los pares articulares con la suma de los cuadrados de las activaciones musculares

$$\text{minimiza} \quad \beta \sum_{i=1}^c \sum_{j=1}^n \left[\frac{e_{kj, \mathcal{T}^{MT}}}{\max(|\mathcal{T}_i^{MT}|)} \right]^2 + \gamma \sum_{k=1}^m \sum_{j=1}^n a_{kj, syn}^2$$

$$\beta \gg \gamma$$

$$\text{sujeto a} \quad \sum_{j=1}^s V_{ij, syn} = 1 \quad i = 1, \dots, m$$

$$0 < N_{bj, syn} \quad b = 1, \dots, p \quad y \quad j = 1, \dots, s$$

$$0 < V_{ij, syn} \quad i = 1, \dots, m \quad y \quad j = 1, \dots, s$$

Sinergias: Optimización

Optimización sinérgica

$$\begin{aligned} &\text{minimiza } \sum_{i=1}^m \left(\frac{F_i^{MT}}{F_{max}^{MT}} \right)^2 \\ &\text{sujeto a } \mathbf{Q} = \mathbf{J}^T \mathbf{F}^{MT} \end{aligned}$$



$$\begin{aligned} &\text{minimiza } \frac{1}{2} (\mathbf{a}_s^T \mathbf{H}_e \mathbf{a}_s) \\ &\text{sujeto a } \mathbf{Q} - \mathbf{J}^T \mathbf{F}_{PE^*}^M = (\mathbf{J}^T \mathbf{D}_{FCE^*} \mathbf{S}) \mathbf{a}_s \\ &\quad \mathbf{0}_i \leq (\mathbf{S} \mathbf{a}_s)_i \leq \mathbf{1}_i \end{aligned}$$

CONTENIDOS



- I. Introducción
- II. Planteamiento del problema
- III. Modelos musculares
- IV. MTG
- V. Sinergias
- VI. Interpolación**
- VII. Resultados
- VIII. Conclusiones

Interpolación

- Precálculo y tabulación de algunas magnitudes musculares.
- El problema es la **dimensionalidad**.
 - Brazos de momento.
 - Longitudes musculares.
 - Velocidades musculares.

GDL	\mathbf{J}	l^{MT}	v^{MT}
POSICIONES			

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} & \dots & J_{1m} \\ J_{21} & J_{22} & \dots & J_{2m} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ J_{g1} & J_{g2} & \dots & J_{gm} \end{bmatrix}$$

CONTENIDOS



I. Introducción

II. Planteamiento del problema

III. Modelos musculares

IV. MTG

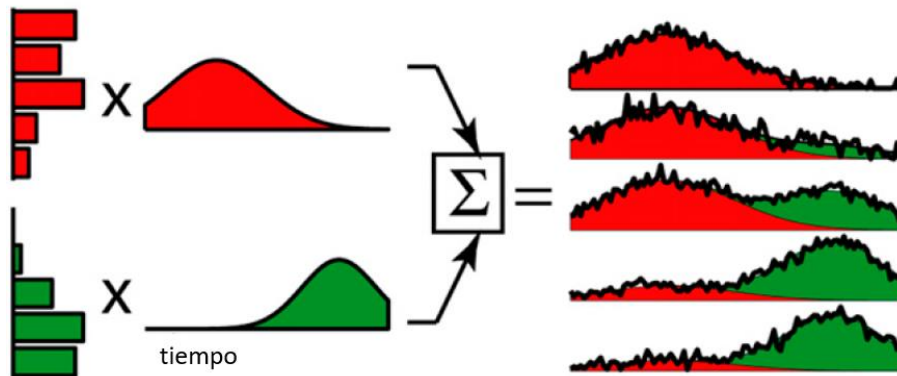
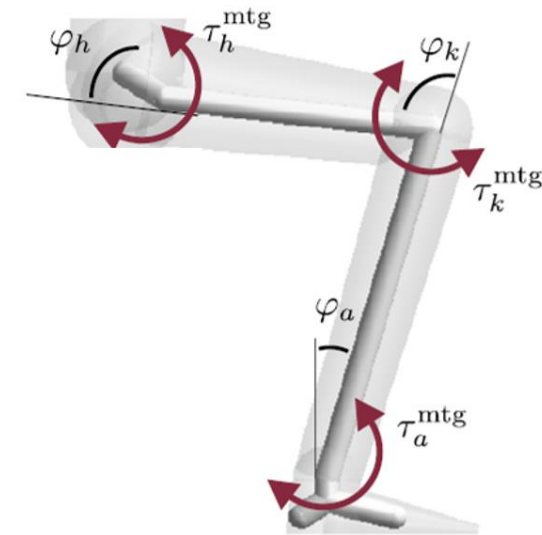
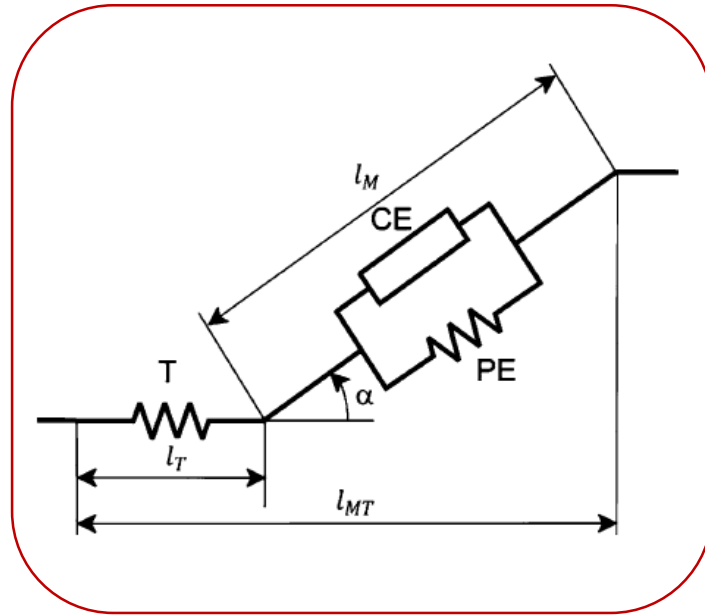
V. Sinergias

VI. Interpolación

VII. Resultados

VIII. Conclusiones

Resultados: Modelos y número de músculos



GDL	J	l^{MT}	v^{MT}
POSICIONES			

Resultados: Modelos y número de músculos

CAI 43 M

➤ Análisis de cuatro modelos musculares:

Modelo	Detalle
CAI	Modelo de Hill completo
RTAI	Modelo de tendón rígido con dinámica de activación
RTNI	Modelo de tendón rígido sin dinámica de activación
NF	Modelo no fisiológico

RMSE de excitaciones, activaciones y fuerzas

$$e_i^u = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} (u_{ij} - u_{ij}^{ref})^2}{n_t}}$$

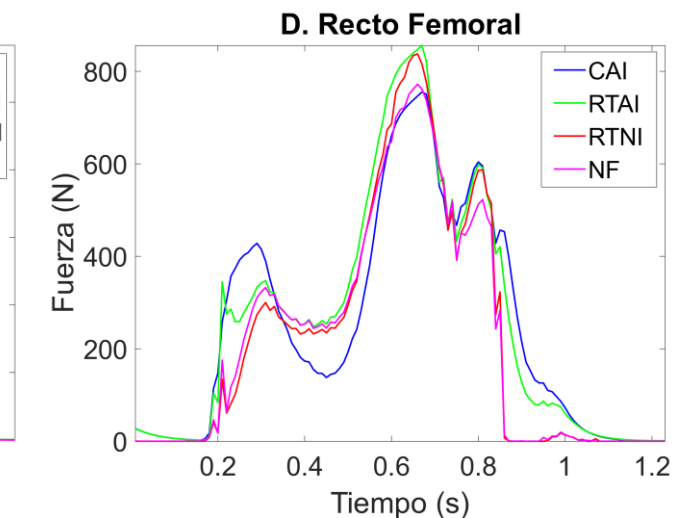
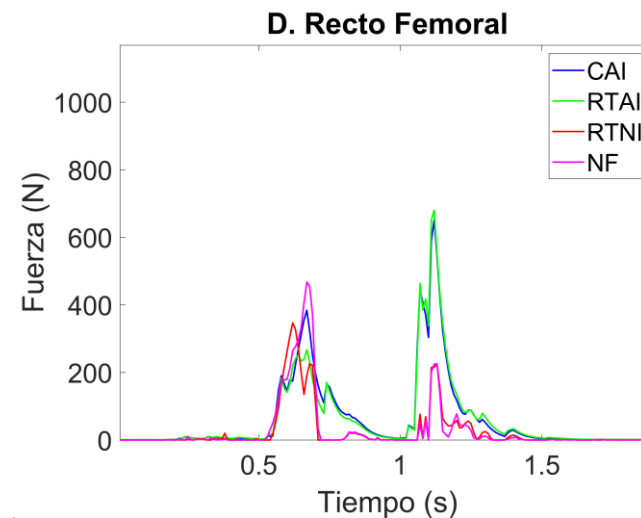
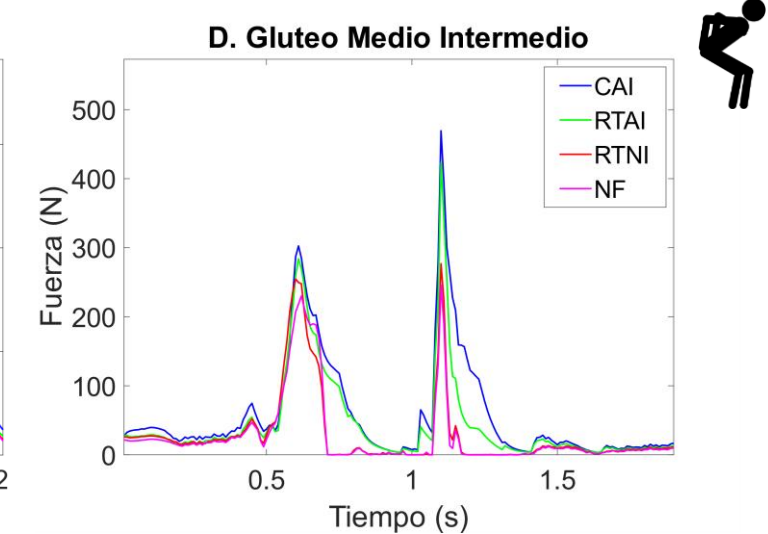
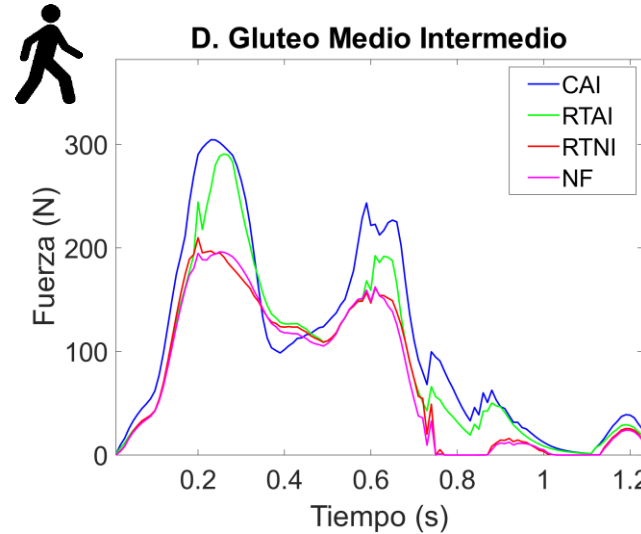
$$e_i^a = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} (a_{ij} - a_{ij}^{ref})^2}{n_t}}$$

$$e_i^F = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} \left(\frac{F_{ij} - F_{ij}^{ref}}{F_{max,i}^{ref}} \right)^2}{n_t}}$$

➤ Análisis de los errores en las **excitaciones**, las **activaciones** y las **fuerzas**

Resultados: Modelos y número de músculos

- El **RTAI** con apenas reducción en precisión.
- El **RTNI** no mejora los resultados obtenidos por **NF**.



Resultados: Modelos y número de músculos

- Los músculos de **tendón largo** muestran un mayor error comparado con los de **tendón corto**.

	Marcha			Salto		
	RTAI	RTNI	NF	RTAI	RTNI	NF
e^F (largo)	0.328	0.416	0.404	0.238	0.282	0.255
e^F (corto)	0.147	0.186	0.187	0.089	0.152	0.156

Resultados: Modelos y número de músculos

- El **RTAI** posee un buen balance entre precisión y eficiencia.
- El **RTNI** no mejora los resultados obtenidos por **NF**.

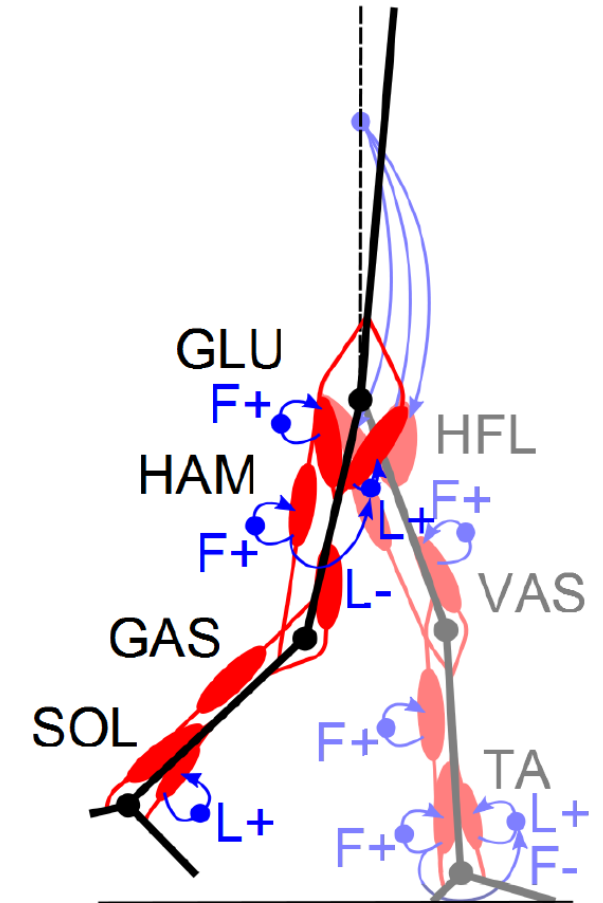
Tiempo (s)		Marcha	Salto vertical
Duración total		1.23	1.90
Coste computacional	CAI	0.709	1.406
	RTAI	0.410	0.894
	RTNI	0.409	0.875
	NF	0.406	0.869

Resultados: Modelos y número de músculos

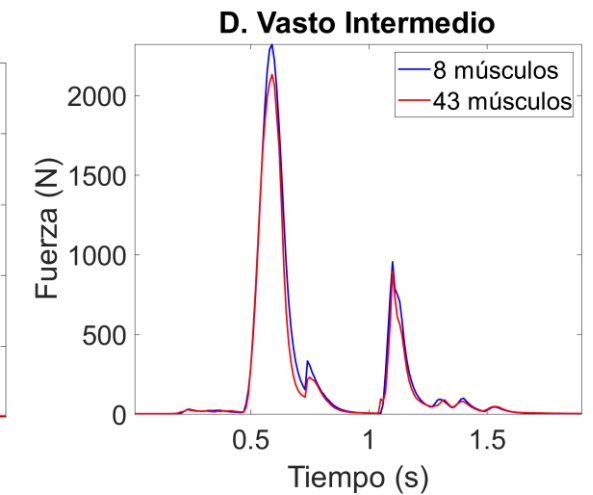
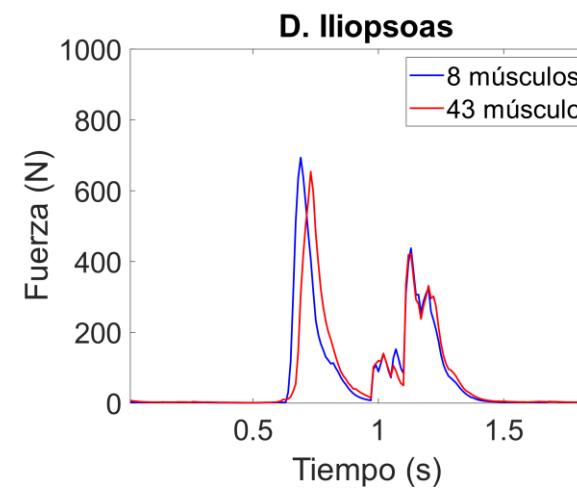
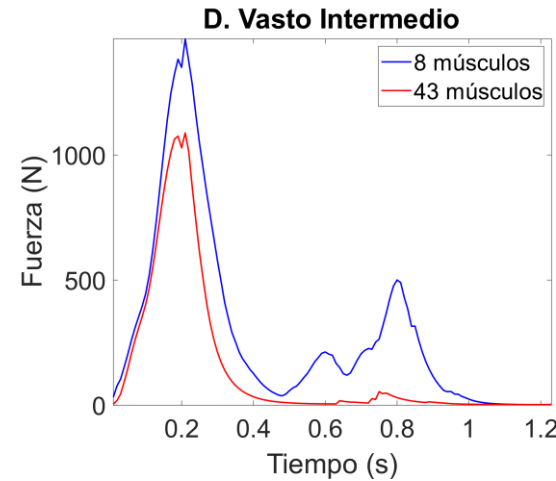
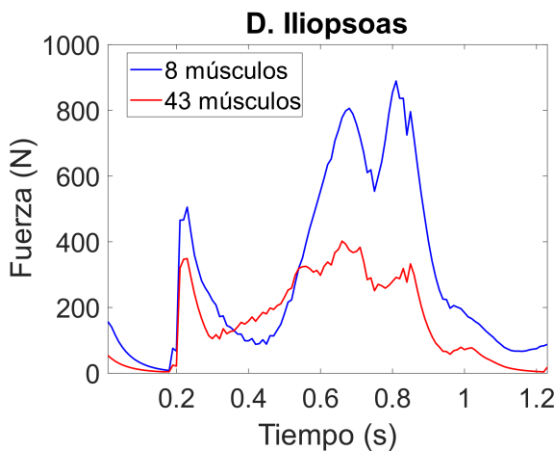
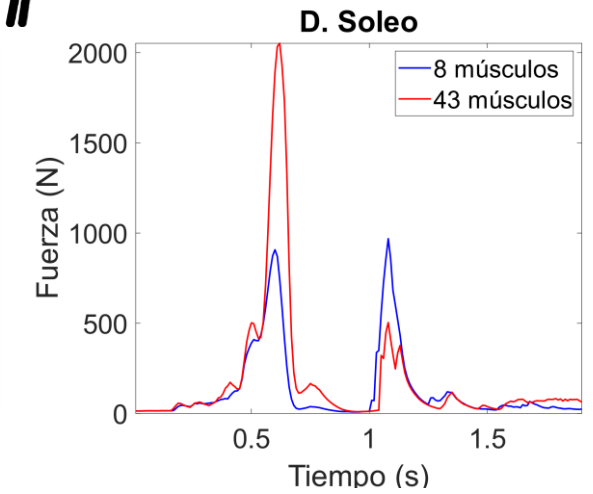
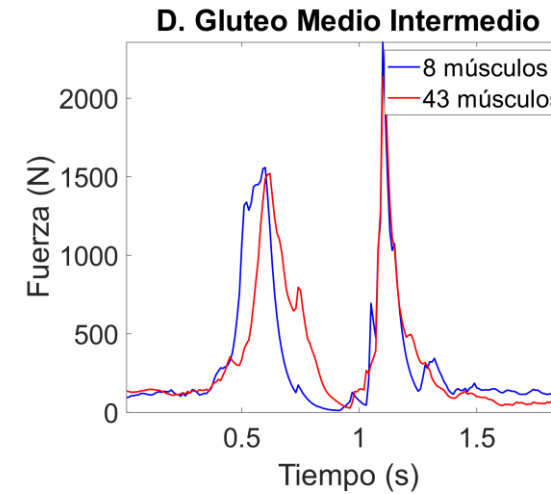
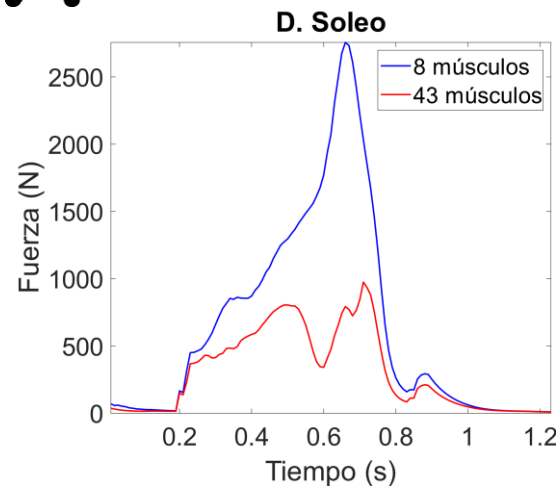
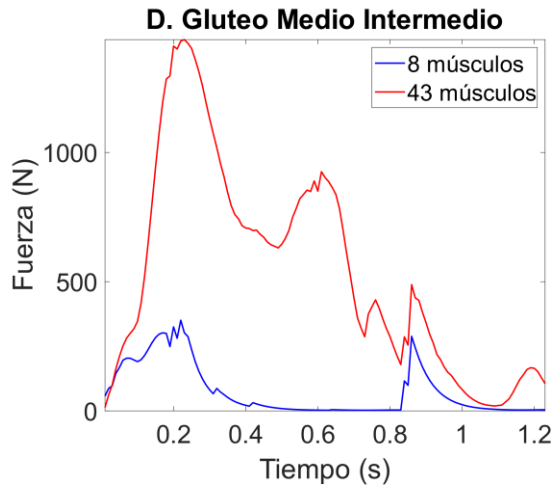
CAI 43 M

- Estudio de la influencia del número de músculos

# músculos	Detalle
86	Modelo estándar de 43 músculos en ambas piernas
43	Modelo estándar únicamente en la pierna derecha
16	Modelo simplificado en ambas piernas
8	Modelo simplificado en una pierna



Resultados: Modelos y número de músculos



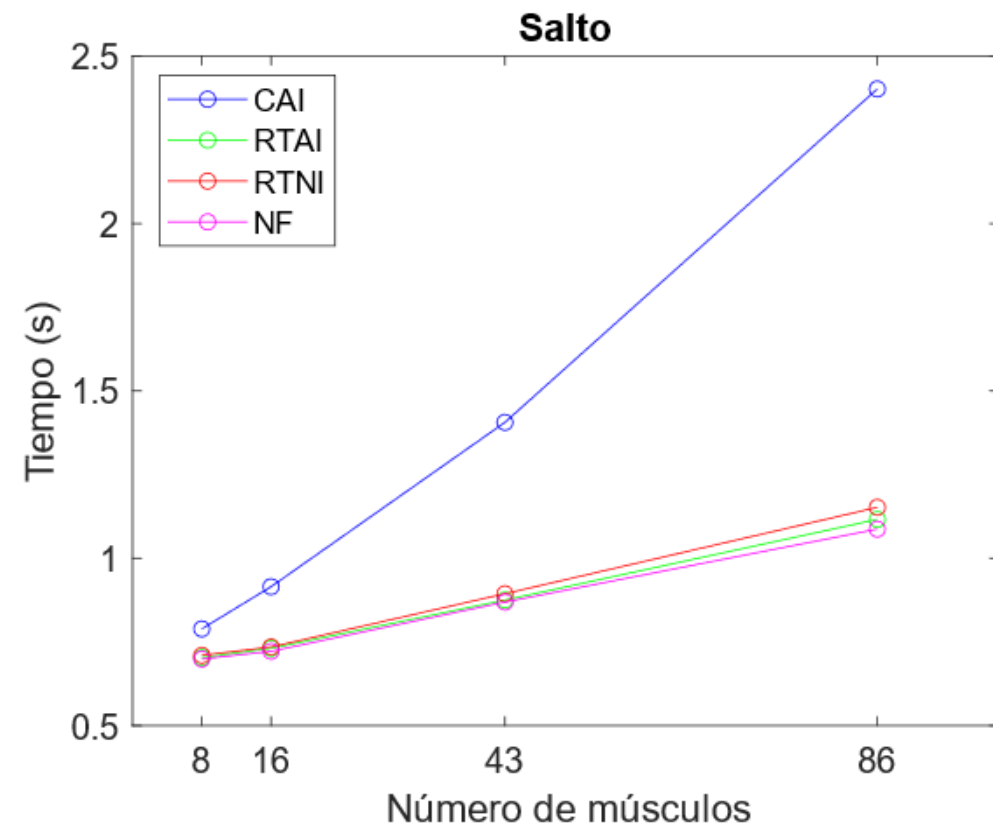
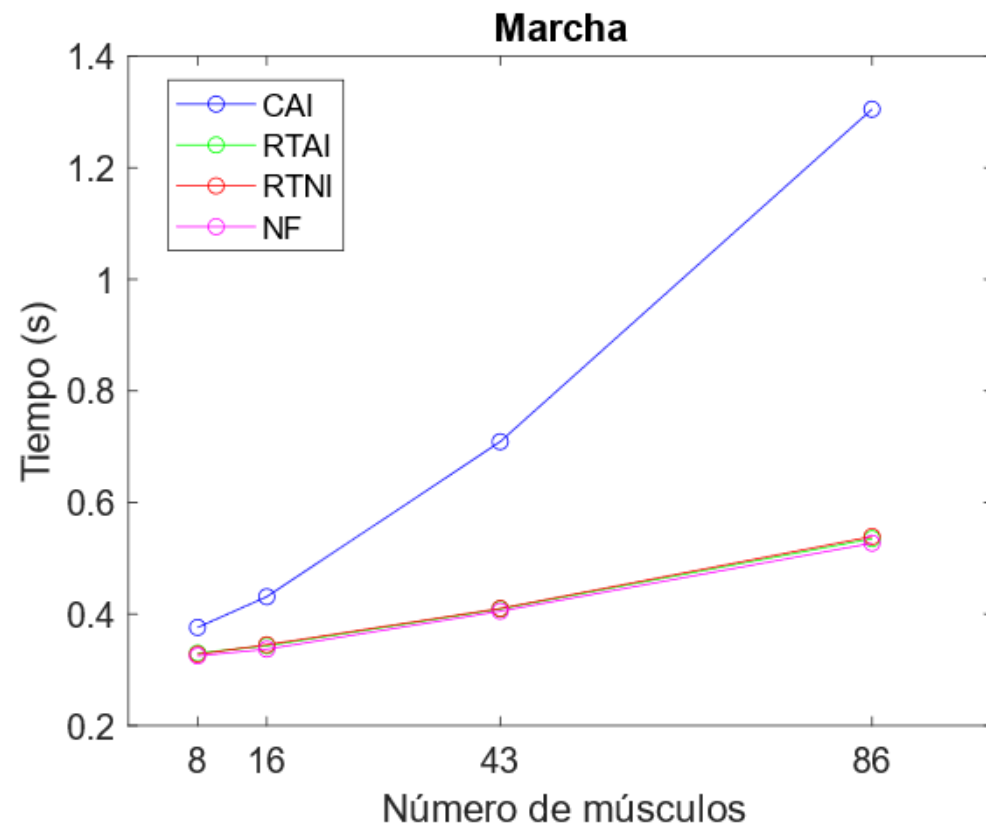
Resultados: Modelos y número de músculos

- Se produce un aumento del coste con el aumento del número de músculos.

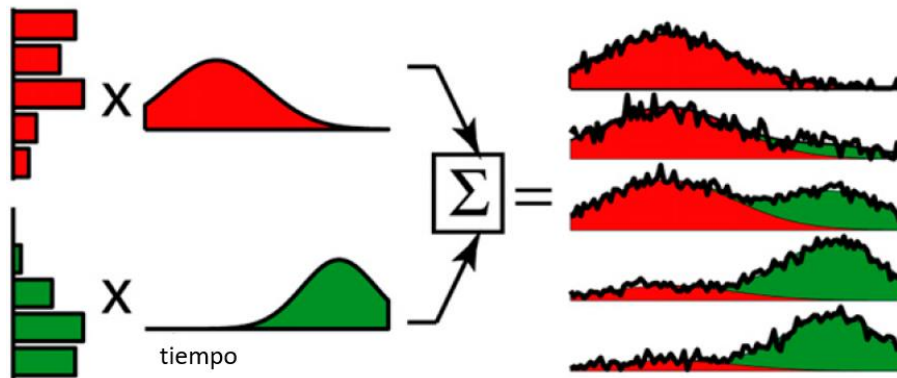
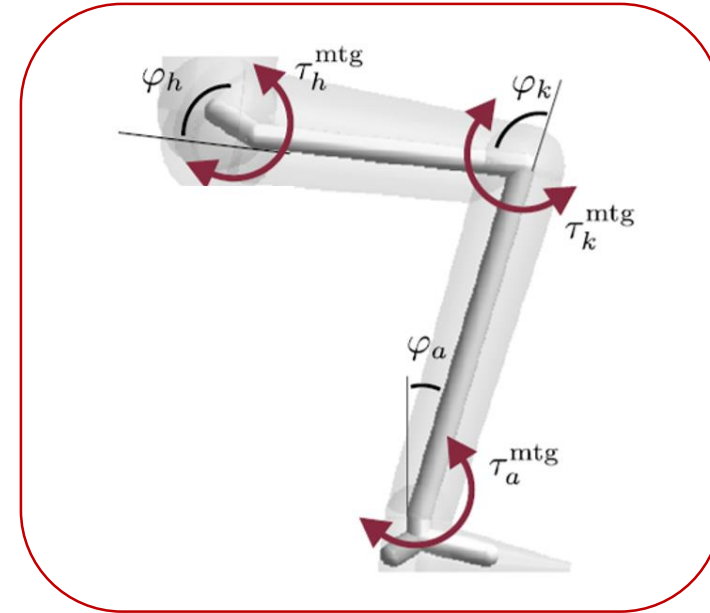
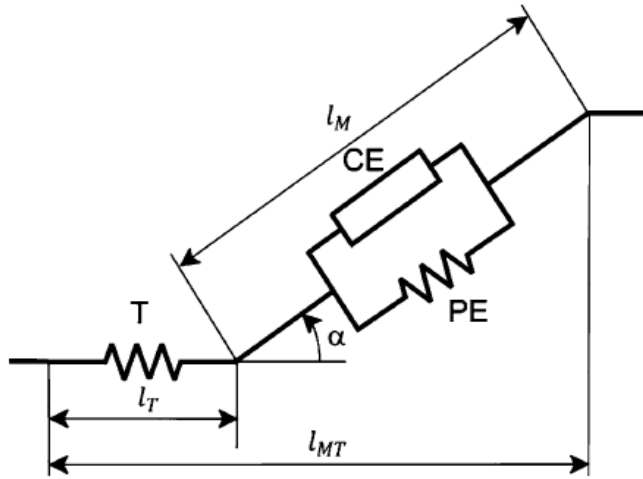
# músculos	Marcha				Salto			
	CAI	RTNI	RTAI	NP	CAI	RTNI	RTAI	NP
86	1.3050	0.5390	0.5350	0.5270	2.4020	1.1520	1.1160	1.0870
43	0.7090	0.4100	0.4090	0.4050	1.4060	0.8940	0.8750	0.8690
16	0.4310	0.3450	0.3430	0.3370	0.9150	0.7350	0.7310	0.7220
8	0.3760	0.3280	0.3300	0.3250	0.7890	0.7100	0.7030	0.6990
0		0.0100				0.0200		

Resultados: Modelos y número de músculos

- El coste computacional crece con el número de músculos.



Resultados: MTG



GDL	J	l^{MT}	v^{MT}
POSICIONES			

Resultados: MTG

RTNI 43 M

- Comparación de la **activación de cada MTG** con la **activación media ponderada** de los músculos implicados en el grado de libertad.

Activación media

$$\bar{a} = \frac{\sum_{i=1}^m a_i F_{0i} r_i}{\sum_{i=1}^m F_{0i} r_i} \quad (1)$$

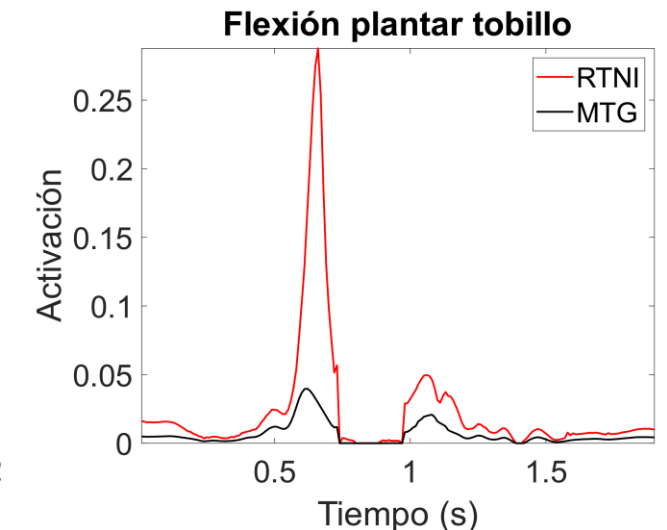
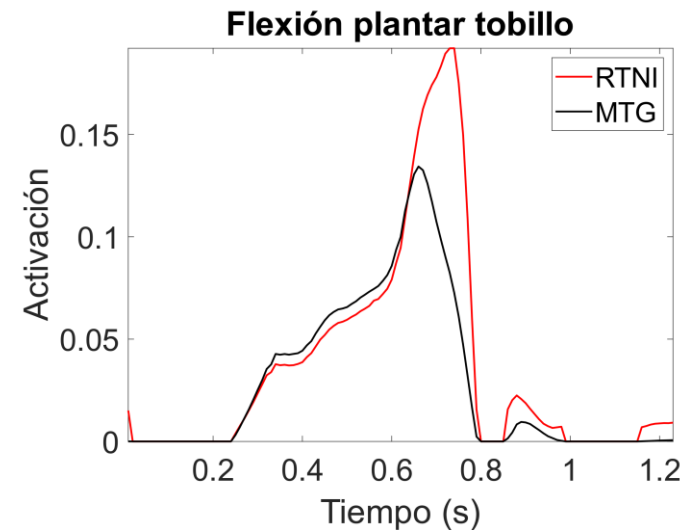
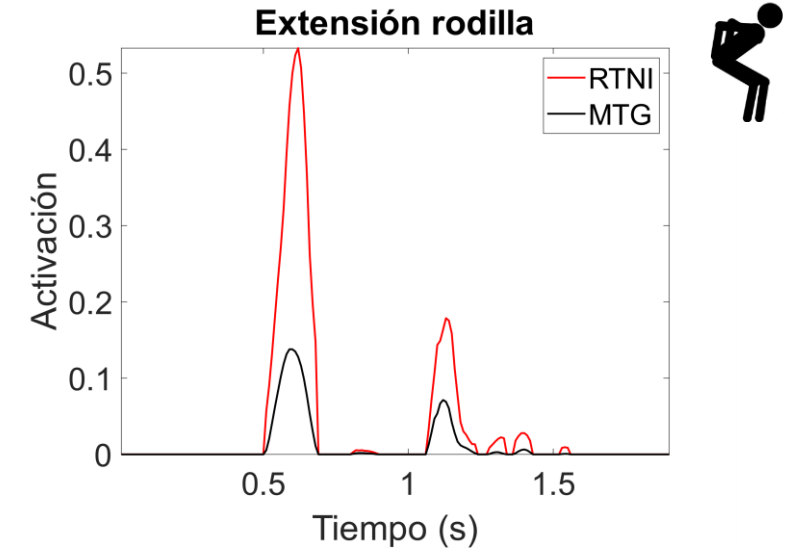
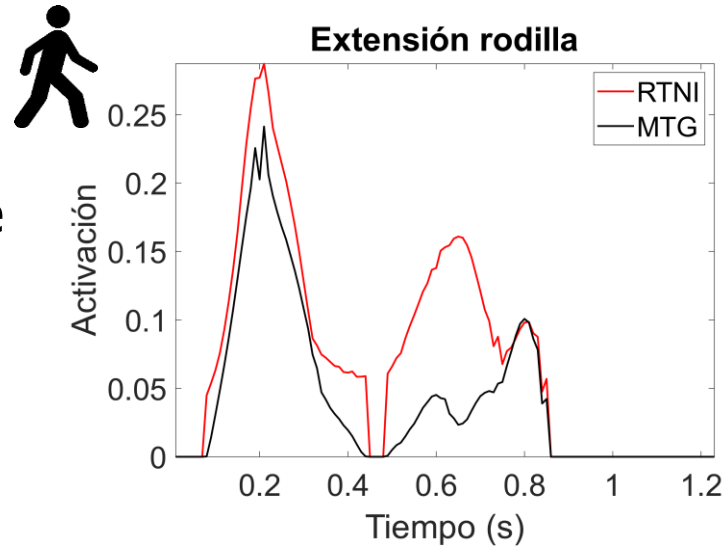
Resultados: MTG

- La marcha tiene un **mayor error medio** que el salto.

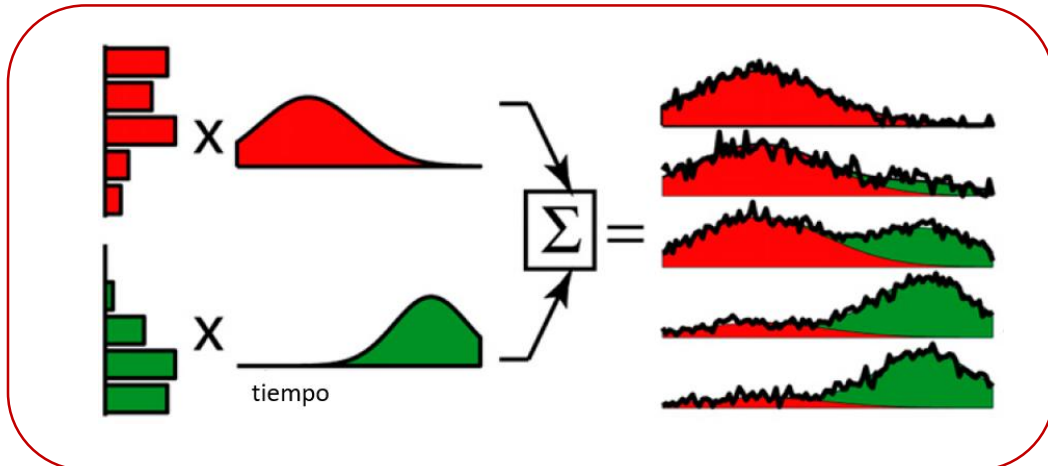
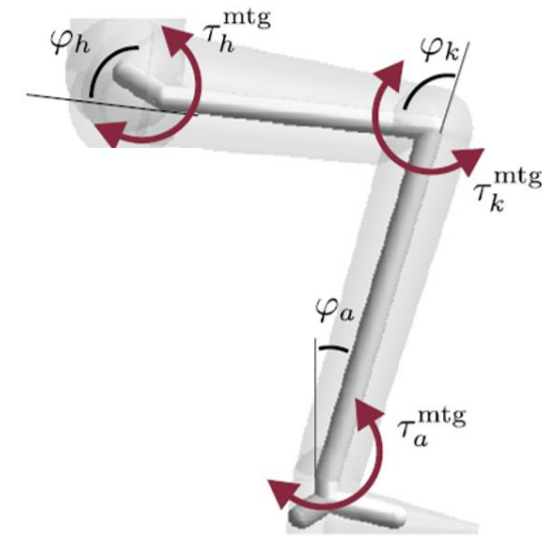
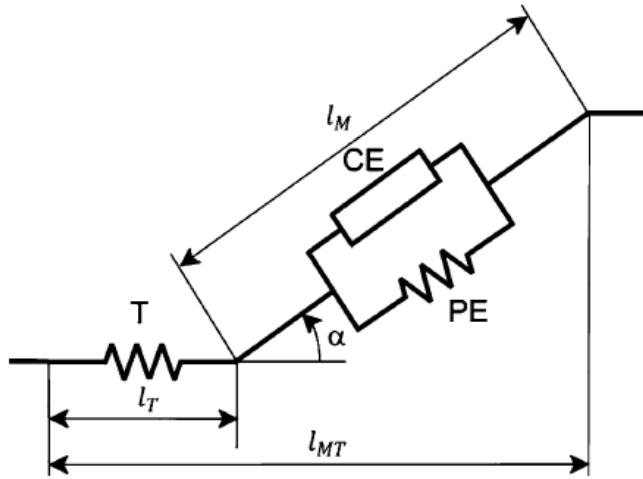
MTG #	Agonista/Antagonista	Marcha	Salto
1	Aducción cadera	0.0111	0.0050
	Abducción cadera	0.0581	0.0773
2	Flexión cadera	0.0247	0.0279
	Extensión cadera	0.0718	0.0242
3	Rot. Interna cadera	0.2126	0.0259
	Rot. Externa cadera	0.1143	0.0610
4	Flexión rodilla	0.0137	0.0144
	Extensión rodilla	0.0477	0.0783
5	Inversión tobillo	0.0101	0.0234
	Eversión tobillo	0.0068	0.0312
6	Flexión plantar tobillo	0.0270	0.0429
	Flexión dorsal tobillo	0.0216	0.0034
Promedio	-----	0.0516	0.0346

Resultados: MTG

- El **plano sagital**, el salto tiene un mayor error que en la marcha dada su mayor relevancia en el movimiento.



Resultados: Sinergias



GDL	J	l^{MT}	v^{MT}
POSICIONES			

Resultados: Sinergias

RTNI 43 M

- Análisis de los errores en los **pares articulares** entre los modelos empleando sinergias y el modelo de referencia.

RMSE de las activaciones, fuerzas y pares articulares

$$e_i^a = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} (a_{ij} - a_{ij}^{ref})^2}{n_t}}$$

$$e_i^F = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} \left(\frac{F_{ij} - F_{ij}^{ref}}{F_{max,i}^{ref}} \right)^2}{n_t}}$$

$$e_i^q = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} (Q_{ij} - Q_{ij}^{ref})^2}{n_t}}$$

Resultados: Sinergias

- Los errores en las activaciones y fuerzas musculares son altos para ambos casos.
- No muestran una tendencia clara.

n_s	Marcha		Salto	
	a	F	a	F
2	0.0886	0.4907	0.0848	0.6576
3	0.0919	0.5637	0.0762	0.4847
4	0.0819	0.9299	0.0645	0.4277
5	0.0832	1.2619	0.0695	0.4588
6	0.0663	0.08146	0.0816	0.5553

Resultados: Sinergias

- Se produce una reducción con el aumento del número de sinergias.

n_s	$\overline{e^q}$	
	Marcha	Salto
2	5.3826	4.3038
3	4.2865	3.5852
4	2.8768	2.5385
5	1.6795	1.8624
6	1.5976	1.0243

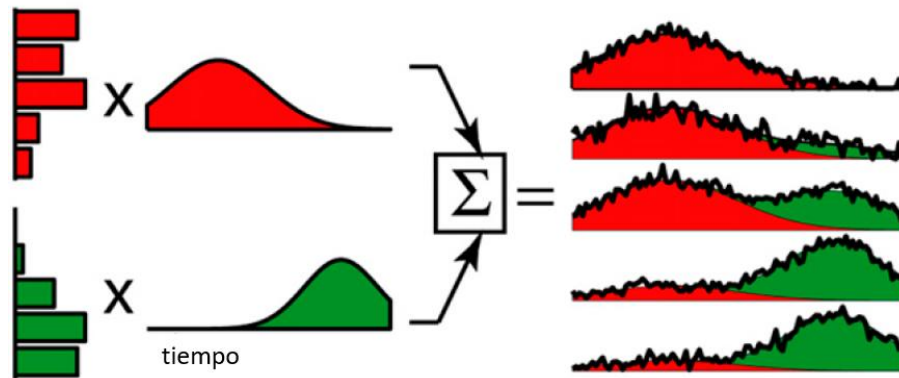
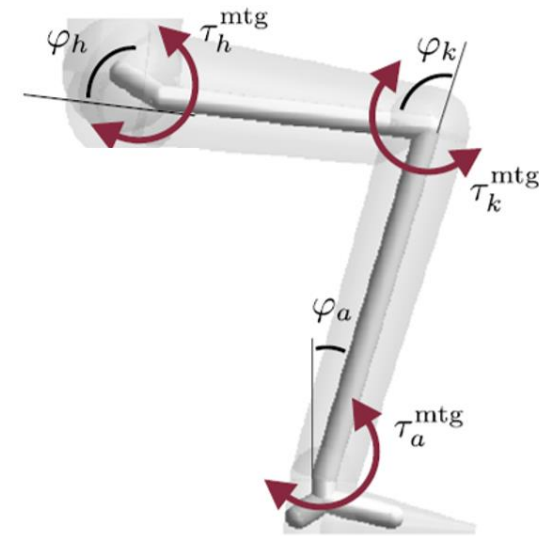
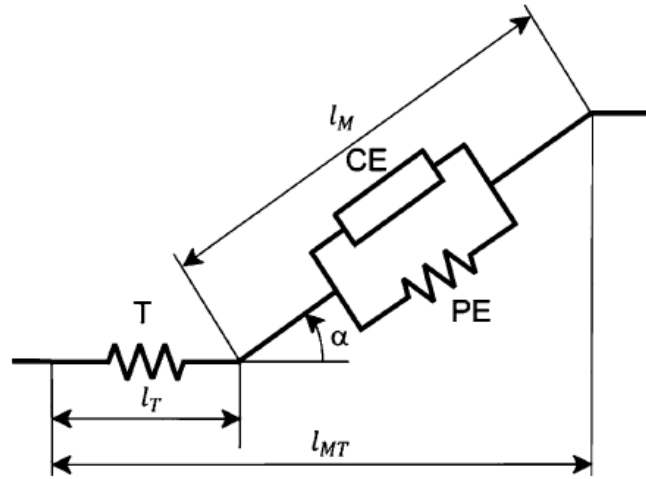
Resultados: Sinergias



- Apenas hay una mejora en la eficiencia empleando sinergias respecto al modelo de referencia.

n_s	Marcha	Salto
2	0.4055	0.8786
3	0.4084	0.8801
4	0.4105	0.8805
5	0.4122	0.8863
6	0.4138	0.8985
0	0.4095	0.8752

Resultados: Interpolación

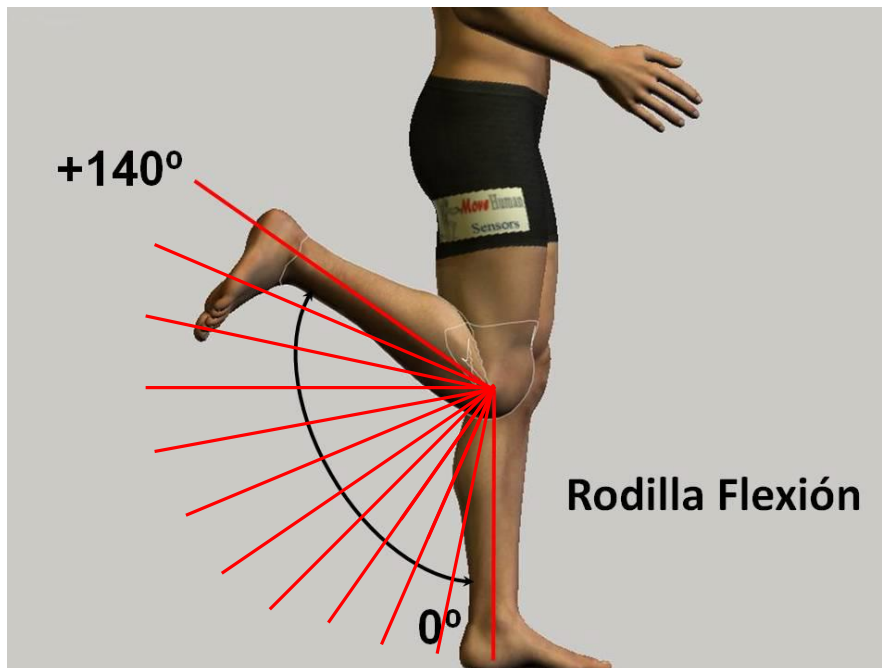


GDL	J	l^{MT}	v^{MT}
POSICIONES			

Resultados: Interpolación

CAI 43 M

- Análisis de los errores en las excitaciones, activaciones y fuerzas normalizadas para los modelos empleando tablas de distintas resoluciones.



RMSE de excitaciones, activaciones y fuerzas

$$e_i^u = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} (u_{ij} - u_{ij}^{ref})^2}{n_t}}$$

$$e_i^a = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} (a_{ij} - a_{ij}^{ref})^2}{n_t}}$$

$$e_i^F = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n_i} \left(\frac{F_{ij} - F_{ij}^{ref}}{F_{max,i}^{ref}} \right)^2}{n_t}}$$

Resultados: Interpolación

- Errores **muy bajos** en general. Son más altos en el **salto** respecto a la **marcha**.

RMSE medio	Marcha			Salto		
Resol (°)	u	a	F	u	a	F
5	0.0012	0.0005	0.0046	0.0067	0.0029	0.0080
10	0.0021	0.0013	0.0062	0.0108	0.0049	0.0157

Resultados: Interpolación

- La **reducción de la resolución** también supone un aumento exponencial del tamaño de las tablas.

Tamaño (MB)		
Resol (°)	Marcha	Salto
5	32.5	81
10	1.49	1.77

Resultados: Interpolación

- Reducción ligera del coste computacional al emplear las tablas.

Resol (°)	Tiempo (s)							
	Marcha				Salto			
	CAI	RTAI	RTNI	NF	CAI	RTAI	RTNI	NF
5	0.6650	0.3480	0.3410	0.3430	1.3430	0.7570	0.7410	0.7600
10	0.6640	0.3550	0.3470	0.3480	1.3420	0.7610	0.7470	0.7590
Sin tablas	0.7090	0.4100	0.4090	0.4050	1.4060	0.8940	0.8750	0.8690

Resultados: Interpolación

- **Mejora de eficiencia** entre los modelos simplificados y el CAI.

Resol (°)	Tiempo (s)							
	Marcha				Salto			
	CAI	RTAI	RTNI	NF	CAI	RTAI	RTNI	NF
5	0.6650	0.3480	0.3410	0.3430	1.3430	0.7570	0.7410	0.7600
10	0.6640	0.3550	0.3470	0.3480	1.3420	0.7610	0.7470	0.7590
Sin tablas	0.7090	0.4100	0.4090	0.4050	1.4060	0.8940	0.8750	0.8690

CONTENIDOS



I. Introducción

II. Planteamiento del problema

III. Modelos musculares

IV. MTG

V. Sinergias

VI. Interpolación

VII. Resultados

VIII. Conclusiones

Conclusiones

- La **dinámica de activación** no supone un coste computacional significativo.
- Los músculos de **tendón corto** deberían modelarse con **RTAI**, mientras que los de **tendón largo** con **CAI**.
- La **complejidad del movimiento** tiene un papel muy importante en las diferencias entre los modelos musculares
- Los **tiempos de CPU aumentan** con el número de músculos, con un crecimiento superior para el caso del **CAI**.

Conclusiones



- El empleo de los **MTG** permite considerar el efecto muscular con la misma eficiencia que con los modelos esqueléticos. Se obtuvieron niveles de activación muscular similares a la media ponderada de las actividades de los músculos involucrados para cada par.
- El empleo de **sinergias** impide satisfacer las restricciones para el problema del reparto muscular, reduciendo la precisión en activaciones y fuerzas, además de no ganar ninguna eficiencia.
- El empleo de **tablas** para los brazos de momento, longitudes y velocidades con respecto a los grados de libertad no supone pérdidas de precisión, pero tampoco una mejora sustancial en la eficiencia.

➤ Artículos de revista

- ❖ F. Michaud, M. Lamas, U. Lugris, J. Cuadrado. *A Fair and EMG-validated Comparison of Recruitment Criteria, Musculotendon Models and Muscle Coordination Strategies, for the Inverse-dynamics Based Optimization of Muscle Forces During Gait*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 18, article 17, 15 pages, 2021.
- ❖ Lamas M., Mouzo F., Michaud F., Ligrís U., Cuadrado J. *Comparison of several muscle modeling alternatives for computationally intensive algorithms in human motion simulation*. Multibody System Dynamics, (major revision).

➤ Congreso:

- ❖ F. Mouzo, F. Michaud, M. Lamas, U. Lugris, J. Cuadrado. *Effect of muscle modeling in the efficiency and accuracy of the forward-dynamics simulation of human gait*. 5th Int. Conference on Neurorehabilitation, ICNR 2020. Conferencia online.

Futuras líneas de investigación



- El algoritmo empleado no cumple la esencia de una **simulación**, obtener el movimiento correspondiente a unas ciertas entradas.
- Es necesario realizar pruebas con **algoritmos de simulación predictiva** donde el movimiento resultante sea desconocido.
- La prueba de las alternativas de modelado muscular analizadas sobre dichos algoritmos:
 - ❖ Verificar que las diferencias de **eficiencia** serán extrapolables al contexto de los algoritmos de simulación predictiva del movimiento.
 - ❖ Comprobar las diferencias en **precisión** y cómo se traducen en movimientos más o menos parecidos a los humanos.

Programa Oficial de Doctorado en Ingeniería Naval e Industrial

Modelos musculares simplificados para la simulación del movimiento humano

Autor:

Mario Lamas Rodríguez

Directores:

Francisco Javier Cuadrado Aranda

Urbano Lugrís Armesto

Noviembre 2021