

ESTIMACIÓN DE FUERZAS MUSCULARES DURANTE EL MOVIMIENTO DEL BRAZO HUMANO MEDIANTE OPTIMIZACIÓN ESTÁTICO-FISIOLÓGICA



Escuela Politécnica Superior. Ferrol

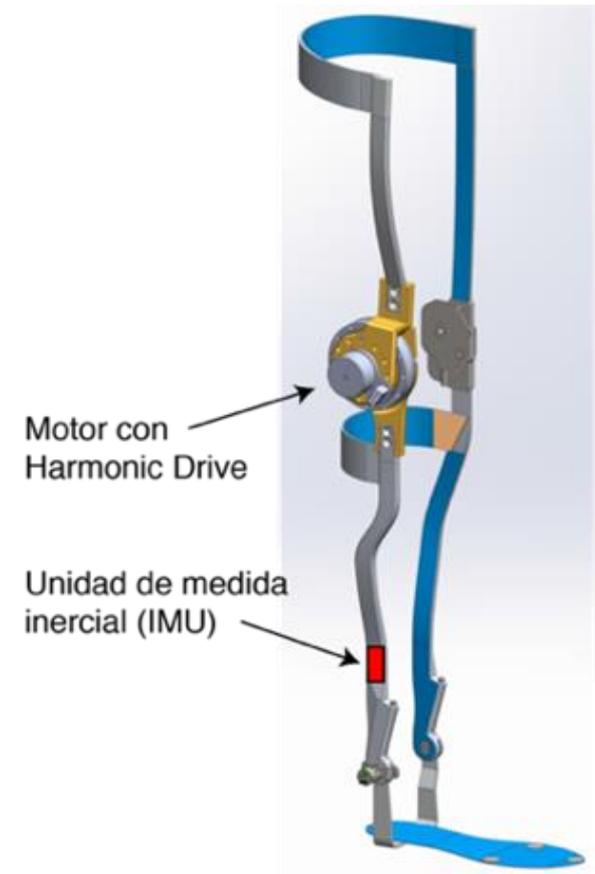
Autor: *Alejandro Zar Casás*

Tutores: *Francisco J. Mouzo Murujosa*
Urbano Lugrís Armesto

Fecha: *Febrero 2016*

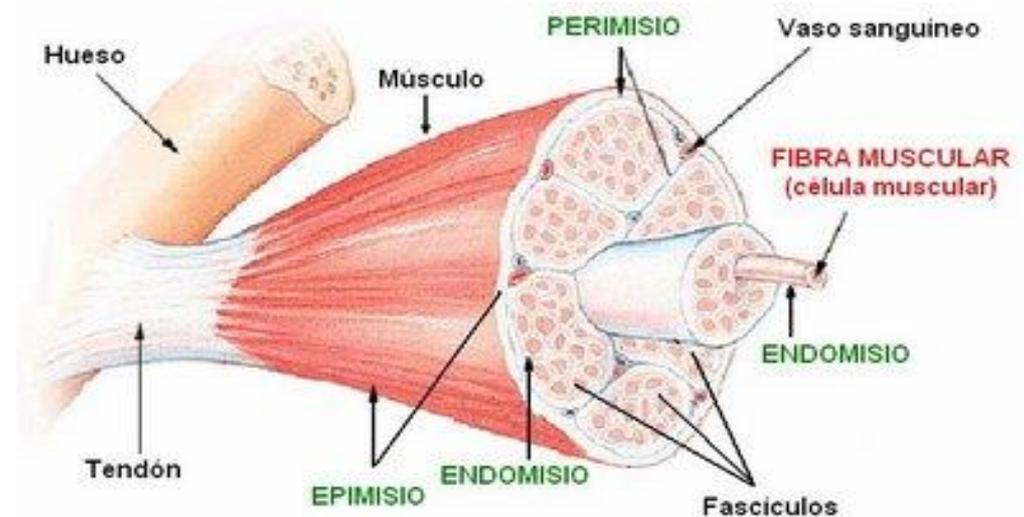
Introducción: Antecedentes

- La biomecánica permite el trabajo conjunto de médicos e ingenieros para adoptar soluciones que faciliten la vida de personas con lesiones.
- Este proyecto forma parte de uno a nivel nacional, dedicado al uso de la dinámica multicuerpo para el diseño de órtesis activas que facilitan la marcha de lesionados medulares.
- Para ello, es necesario disponer de modelos biomecánicos lo más completos posible, que permitan predecir la marcha para un diseño concreto de órtesis.

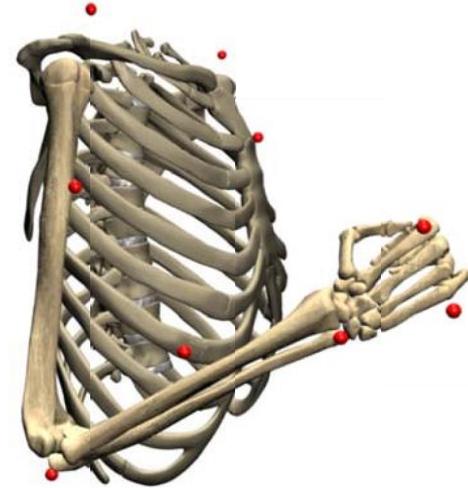
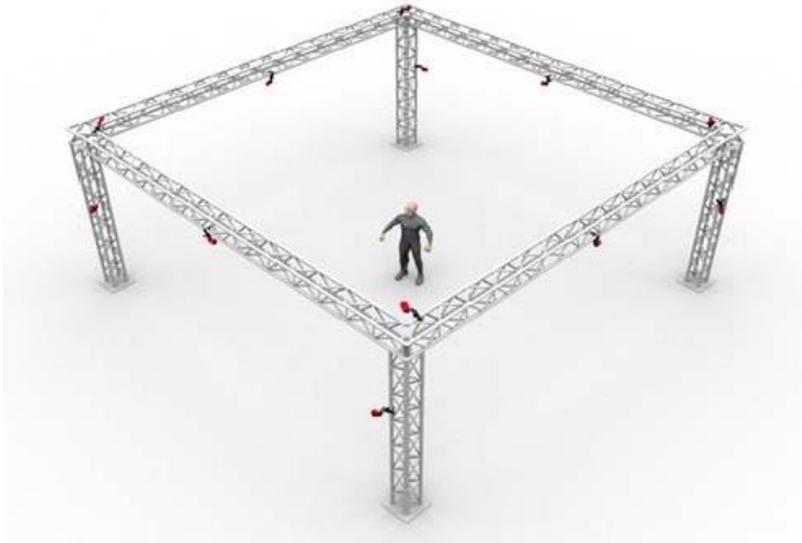


Introducción: Alcance y objetivos

- Previamente, se ha desarrollado un modelo dinámico que permite la estimación, mediante optimización estática, de los esfuerzos musculares producidos durante la flexión del codo.
- La optimización dinámica permitiría una mayor exactitud en los resultados, pero al tener en cuenta la simulación completa, es un proceso más complejo y por tanto de alto coste computacional.
- En este proyecto, se implementa una técnica de optimización estática, pero que tendrá en cuenta las limitaciones que introduce la dinámica interna de los músculos.



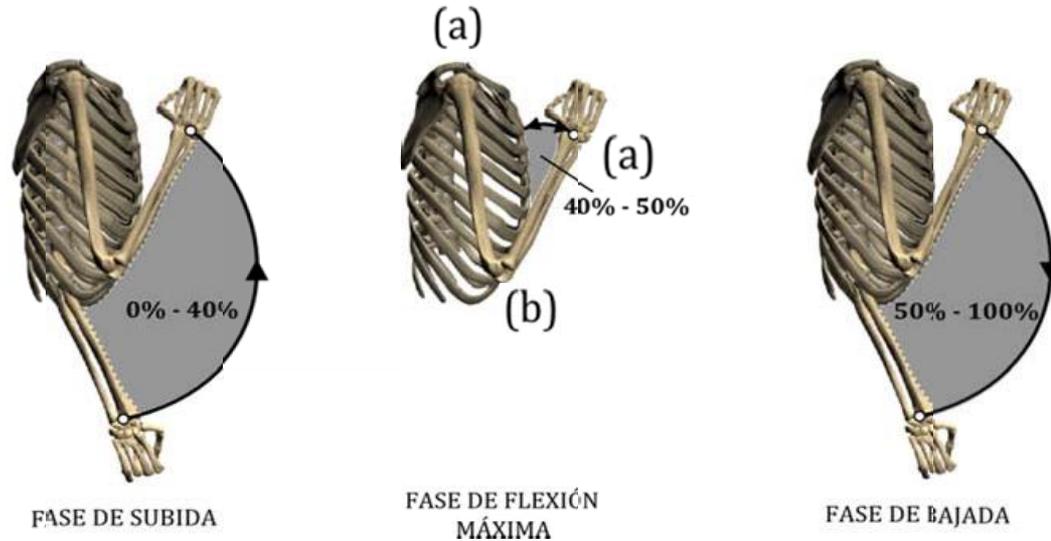
Modelo de partida: Captura del movimiento



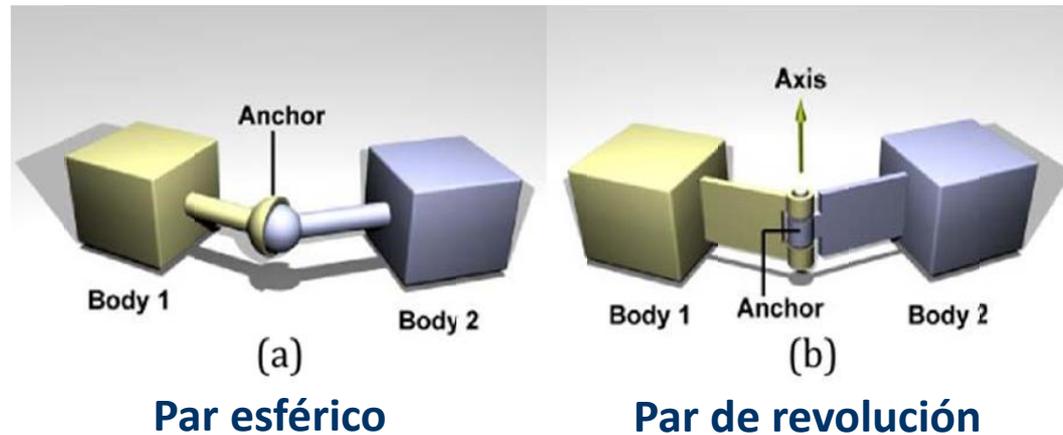
- Sala de captura con 12 cámaras infrarrojas, distribuidas por una estructura a una altura de 3 metros.
- 9 marcadores \longrightarrow situar en cada instante los cuatro sólidos (torso, húmero, antebrazo y mano).

Modelo de partida: Movimiento estudiado

REPETICIÓN:



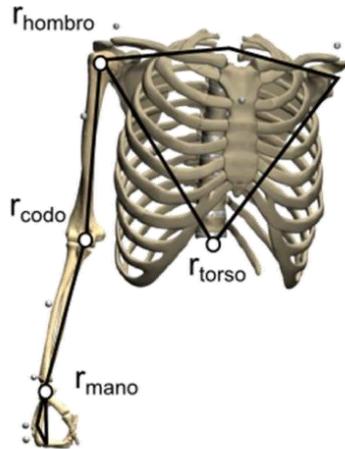
TIPOS DE PARES:



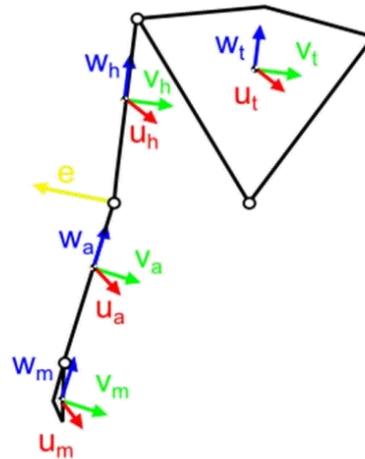
Modelo de partida: Modelo biomecánico



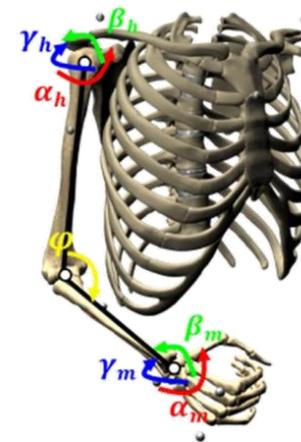
- Obtención de información cinemática de la captura del movimiento
- Los segmentos se definirán mediante el punto de su articulación más próxima y con un sistema de ejes locales para cada uno.
- Se definen tanto unas coordenadas naturales como unas angulares para cada segmento anatómico.



(a)



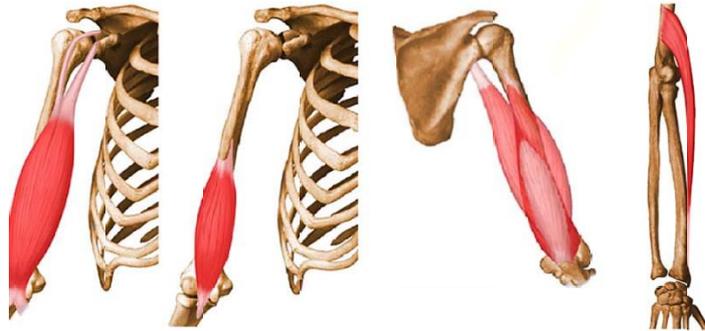
(b)



(c)

(a) Puntos del modelo y articulaciones. (b) Ejes locales y de rotación de la articulación del codo. (c) Variables angulares.

Modelo de partida: Músculos implicados



(a) (b) (c) (d)

(a) Grupo muscular del bíceps. (b) Músculo braquial. (c) Grupo muscular del tríceps. (d) Músculo braquiorradial.

Músculos flexores

Grupo bíceps

- Corto
- Largo

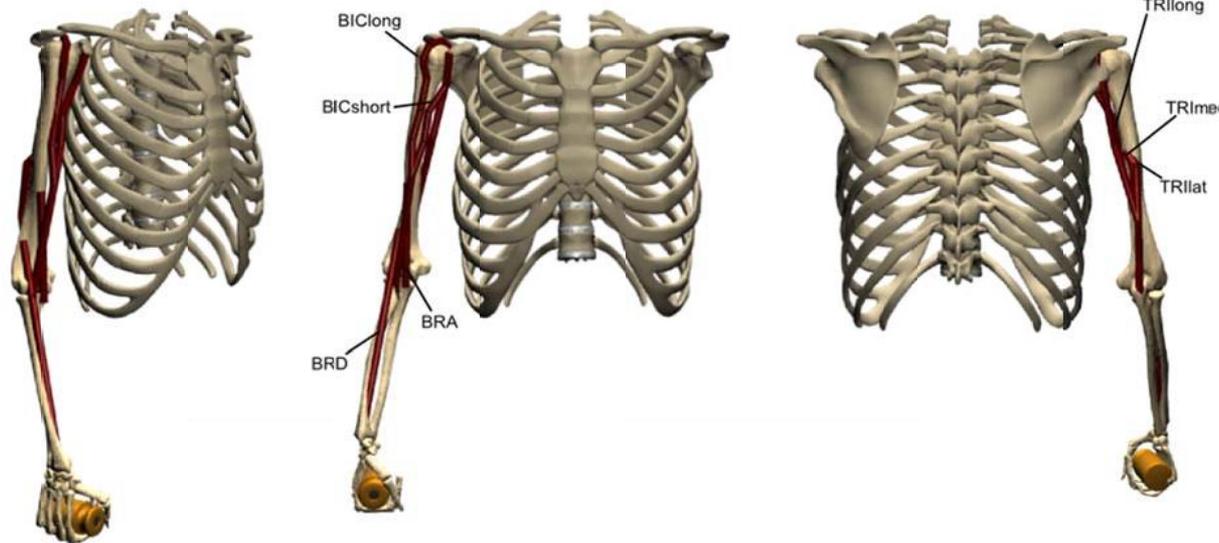
Braquial

Braquiorradial

Músculos extensores

Grupo tríceps

- Medio
- Lateral
- Largo



- **Puntos de inserción: unión entre músculo y hueso.**

Modelo de partida: Reparto muscular

Dinámica inversa: Pares únicos en articulaciones.

Más músculos que grados de libertad:
Infinitos patrones de activación posibles.

Optimización:
minimización o maximización de criterios que emulan al CNS

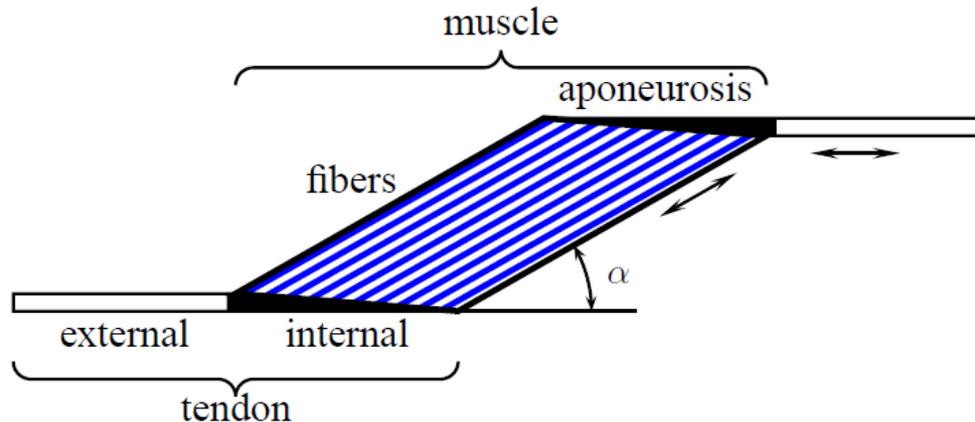
$$\text{minimizar} \quad \sum_{i=1}^m \left[\frac{F_i^{MT}}{F_{0,i}^M} \right]^2$$

$$\text{sujeto a} \quad J^T \underline{F}^{MT} = \underline{Q}^{MT}$$

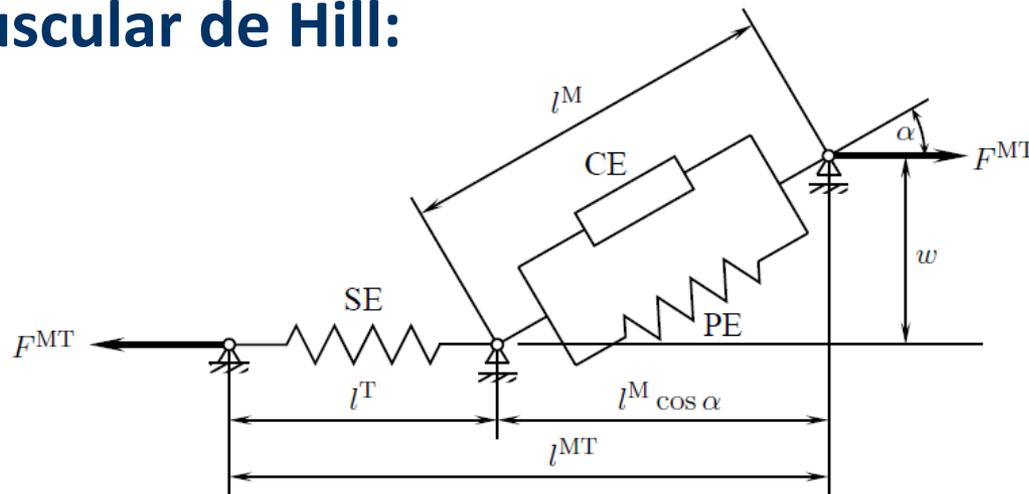
$$0 \leq F_i^{MT} < F_0^M \quad i = 1, \dots, m.$$

Dinámica muscular: Modelo muscular de Hill

Arquitectura del músculo:



Modelo muscular de Hill:



Dinámica muscular: Modelo muscular de Hill

- Músculo y tendón trabajan juntos como un actuador
- Consideraciones:
 - No hay masa ni fricción

Ecuación de equilibrio de fuerzas para un músculo:

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

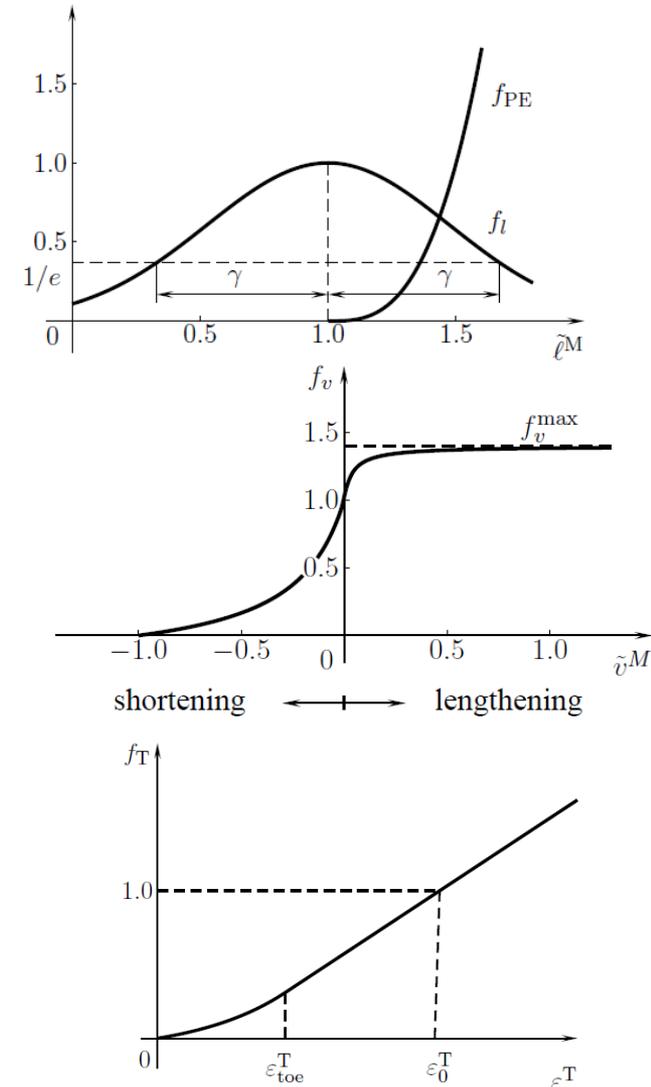
Fuerzas correspondientes al elemento pasivo y al tendón:

$$F_{PE}^M = F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M)$$

$$F^{MT} = F_0^M \cdot f_t(\varepsilon^T)$$

Fuerza del elemento contráctil:

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

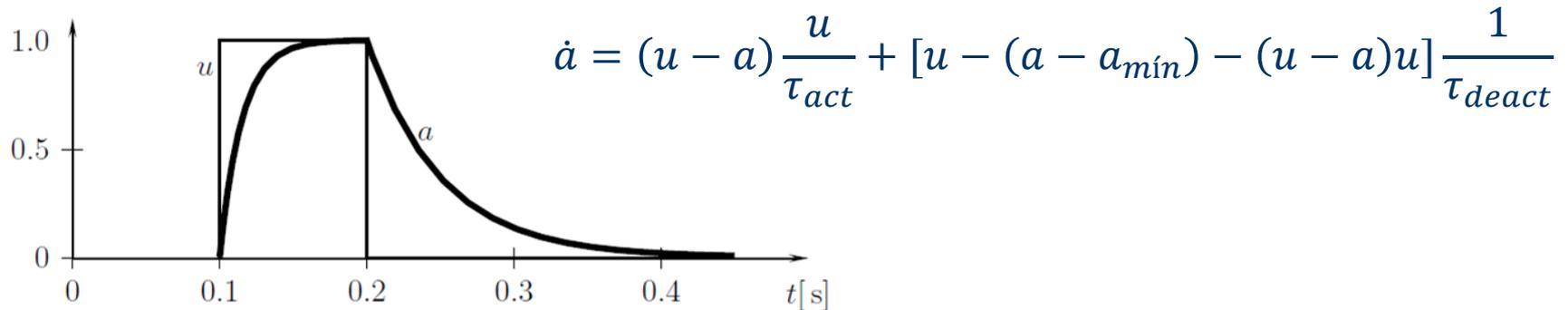


Dinámica muscular: Dinámica de contracción y activación

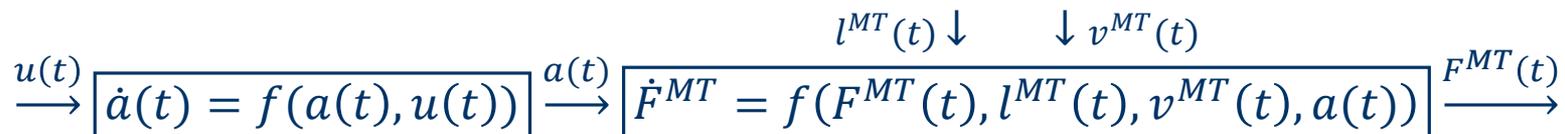
La fuerza total responde a una ecuación diferencial de primer orden:

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

La dinámica de activación se describe por otra ecuación diferencial de primer orden tal que:



Resumen en diagrama de bloques:



Aplicación de la dinámica muscular a la optimización estática

- Aplicación de optimización estática en cada instante.
- Consideración de la dinámica del grupo músculo-tendón.
- Se tomará constante la excitación para un intervalo $\Delta t = 0.01$

Variables de estado:

$$\underline{x}_i(t) = \begin{bmatrix} a_i(t) \\ F_i^{MT}(t) \end{bmatrix}$$

Las máximas y mínimas variables de estado pueden calcularse como:

$$\underline{x}_{i,máx}(t_k) = \underline{x}_i(t_{k-1}) + \int_{t_{k-1}}^{t_k} \underline{f}(\underline{x}_i(t), \mathbf{u}_{i,k-1} = \mathbf{1}, l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) dt$$
$$\underline{x}_{i,mín}(t_k) = \underline{x}_i(t_{k-1}) + \int_{t_{k-1}}^{t_k} \underline{f}(\underline{x}_i(t), \mathbf{u}_{i,k-1} = \mathbf{0}, l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) dt$$

Aplicación de la dinámica muscular a la optimización estática

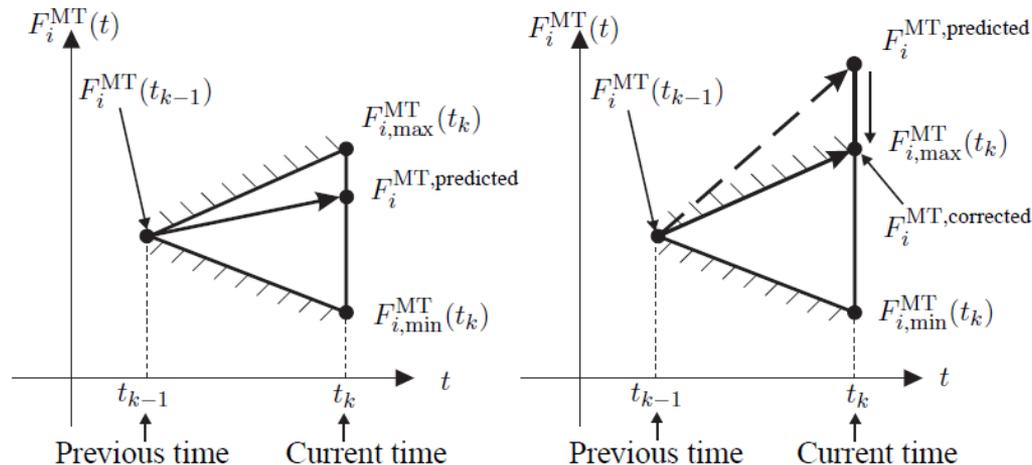
El problema del reclutamiento del músculo se resuelve mediante el llamado criterio polinómico ajustado:

$$\text{minimizar} \quad \sum_{i=1}^m \left[\frac{F_i^{MT}(t_k)}{F_{i,\text{máx}}^{MT}} \right]^2$$

$$\text{sujeto a} \quad J^T(t_k) \underline{F}^{MT}(t_k) = \underline{Q}^{MT}(t_k)$$

$$F_{i,\text{mín}}^{MT}(t_k) \leq F_i^{MT}(t_k) < F_{i,\text{máx}}^{MT}(t_k) \quad i = 1, \dots, m.$$

Predicción de una fuerza muscular factible:



Criterios de optimización

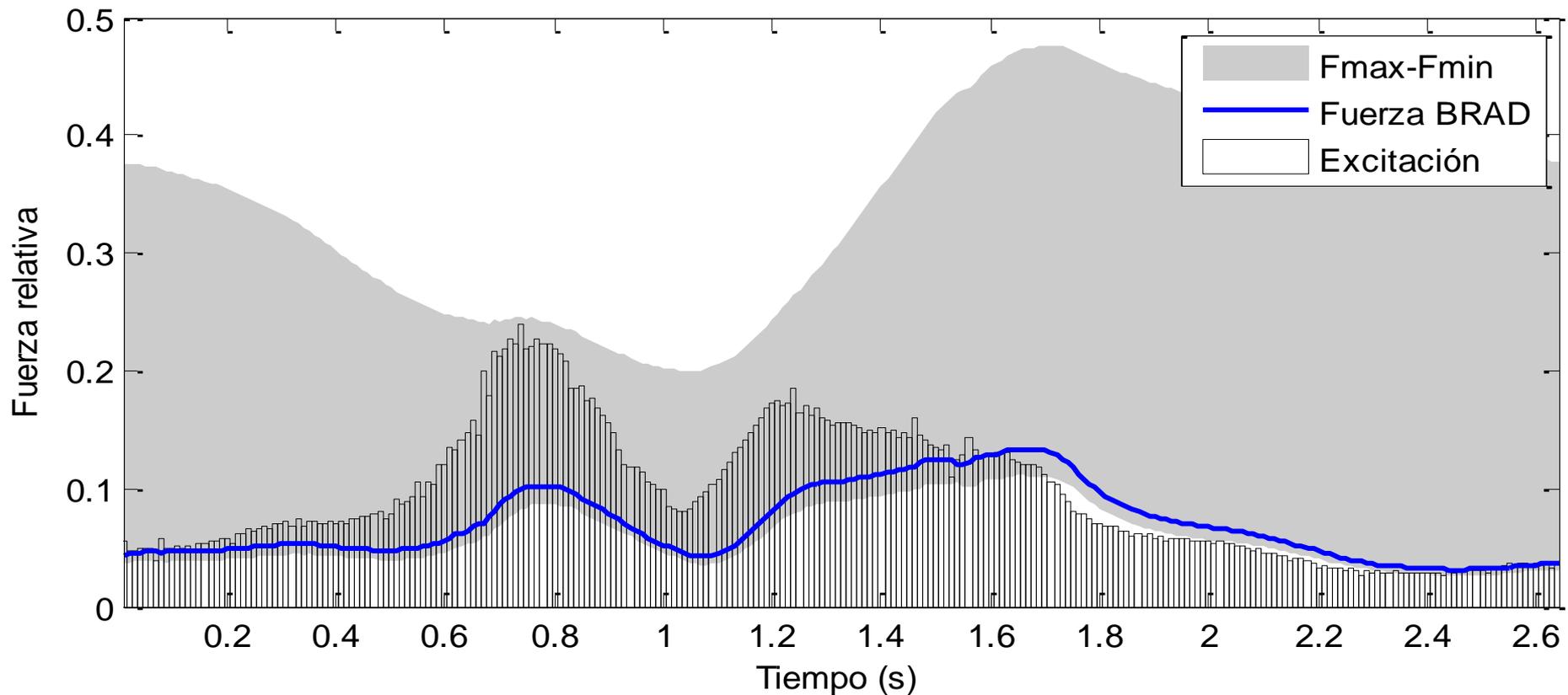
- 7 criterios diferentes: lineal, 3 polinómicos, mín/máx, mínima fatiga y polinómico ajustado (ya explicado).
- Criterio polinómico ajustado \longrightarrow resultados más interesantes.
- Comparación:
 - Proyecto previo: mínima fatiga
 - Presente proyecto: polinómico ajustado
- El criterio de mínima fatiga minimiza la fatiga que sufren los músculos al realizar el par solicitado, consiguiendo un mayor tiempo resistivo:

$$\max \min\{T_i\} \quad i = 1, \dots, m$$

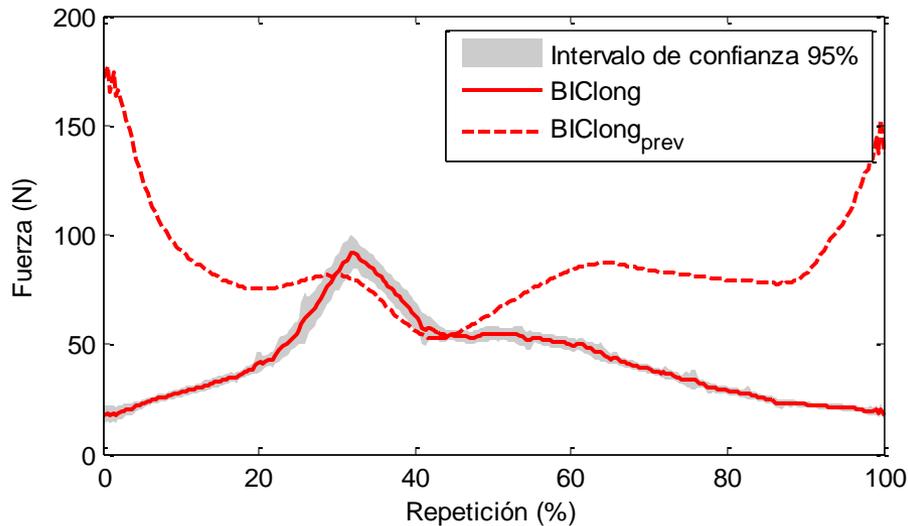
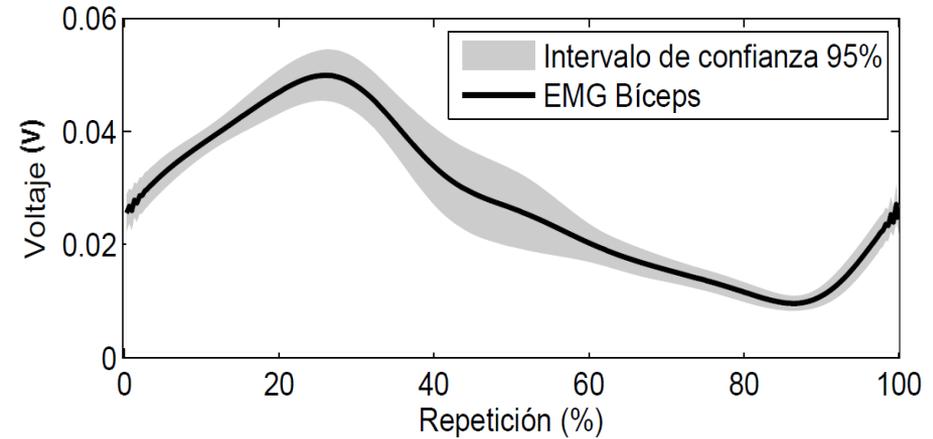
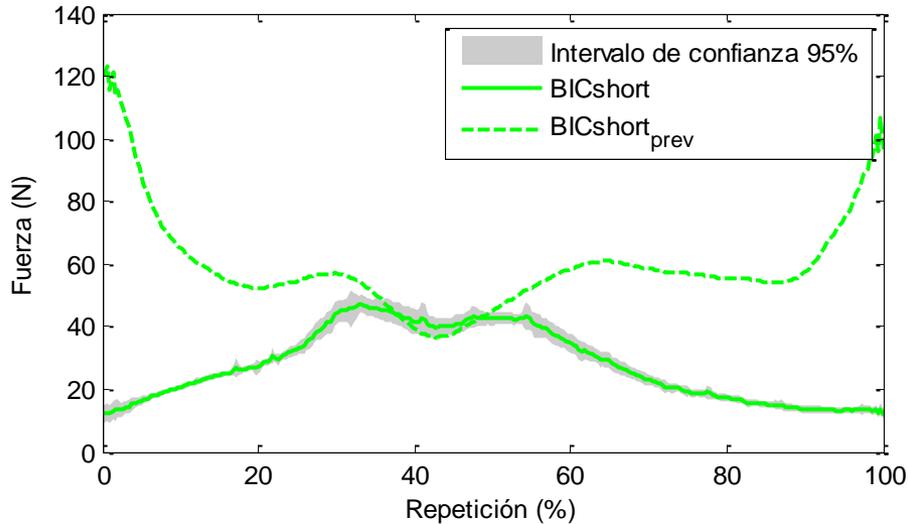
- Se maximiza así el mínimo de los tiempos resistivos.

Resultados: Relación entre fuerzas y excitación

- Pesa de 2 Kg en la mano \longrightarrow resultados más apreciables.
- Implementación en MATLAB.

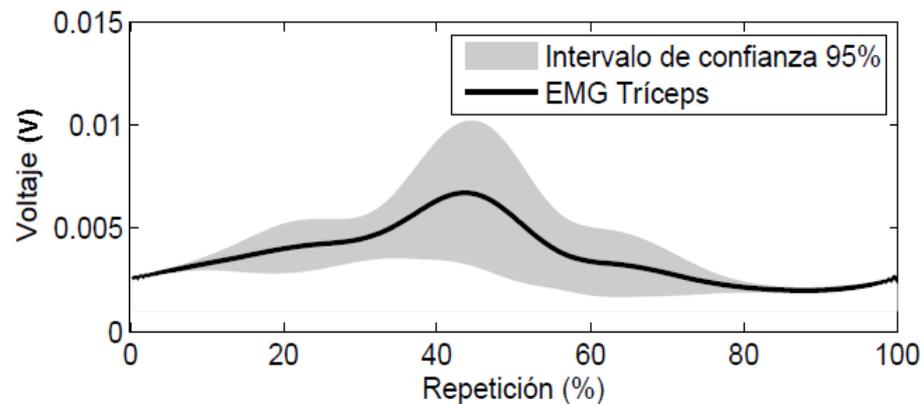
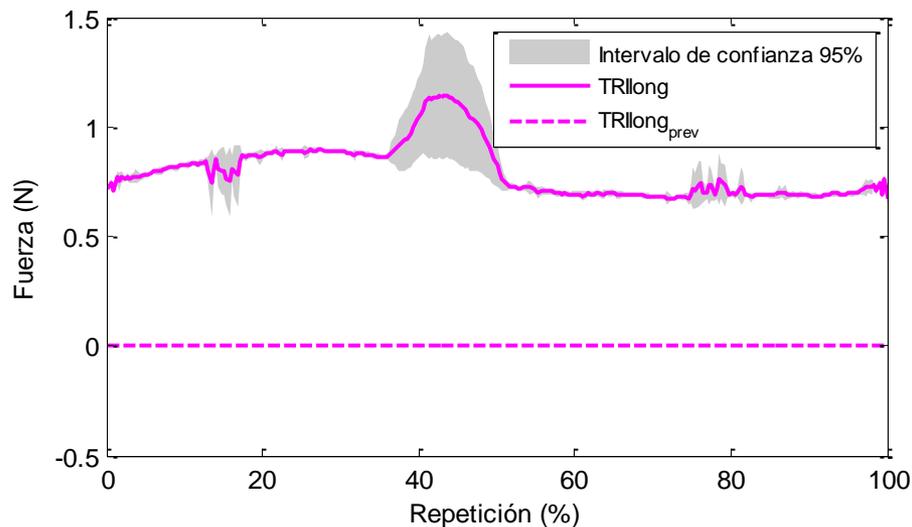
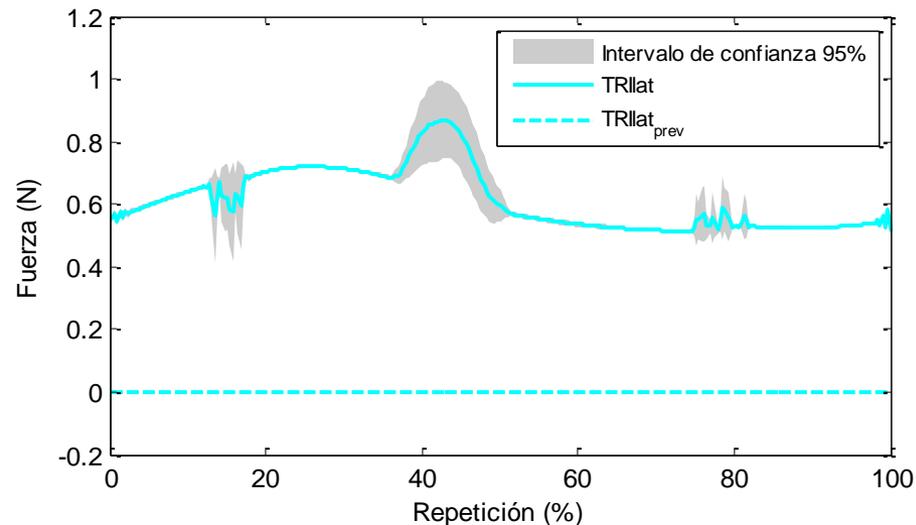
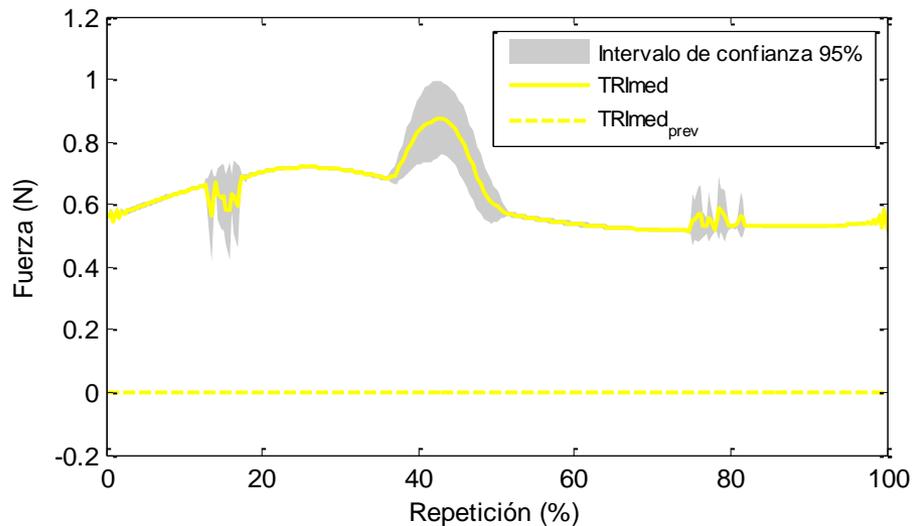


Resultados: Comparación de fuerzas y concordancia con EMG

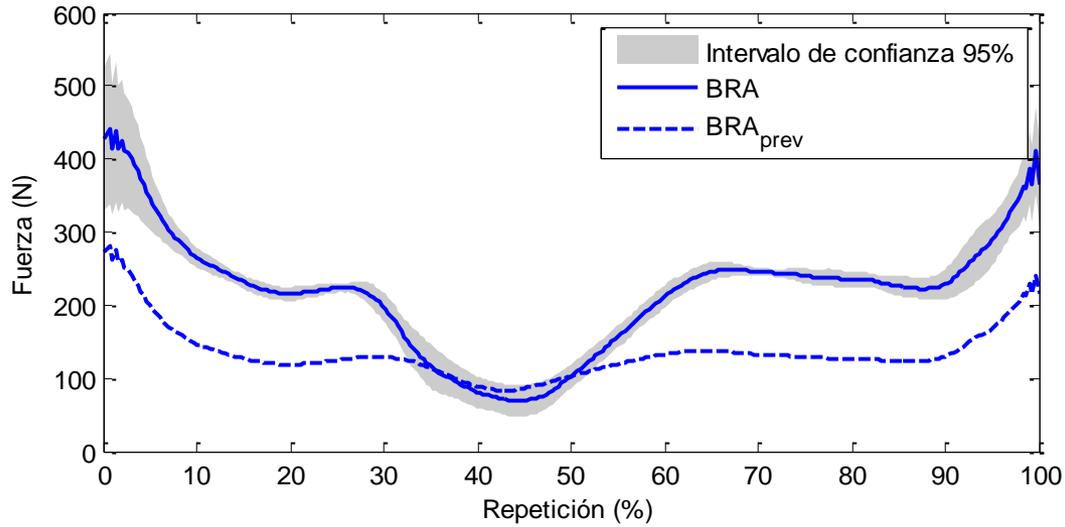


- Forma opuesta entre resultados previos y nuevos.
- Forma semejante entre nuevas fuerzas musculares y EMG.
- Cierta retraso apreciable entre excitación y respuesta muscular.

Resultados: Comparación de fuerzas y concordancia con EMG

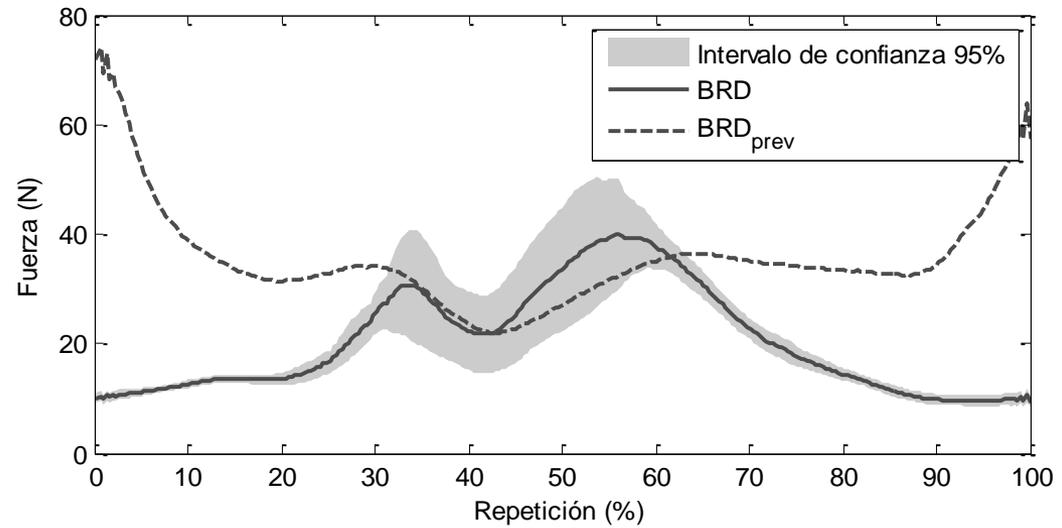


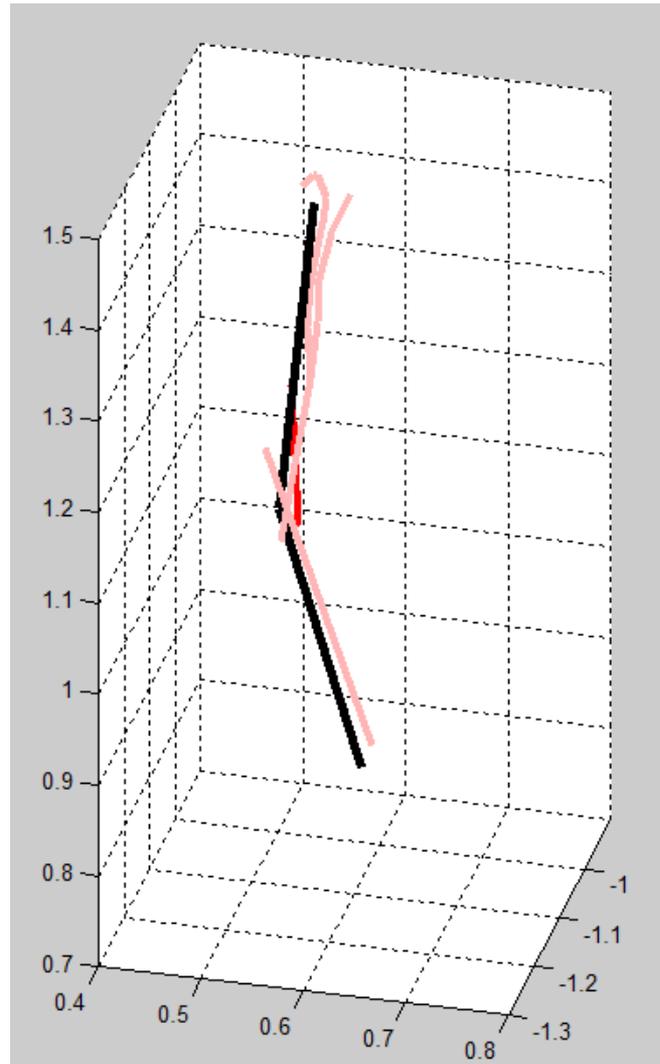
Resultados: Comparación de fuerzas y concordancia con EMG



- Forma similar, pero más acentuada para el nuevo criterio.
- Valores altos de fuerza en fase inicial de la repetición.
- El músculo braquial, en esta fase, es el de mayor brazo de momento, por ello recae la mayor parte de la fuerza a realizar sobre él.

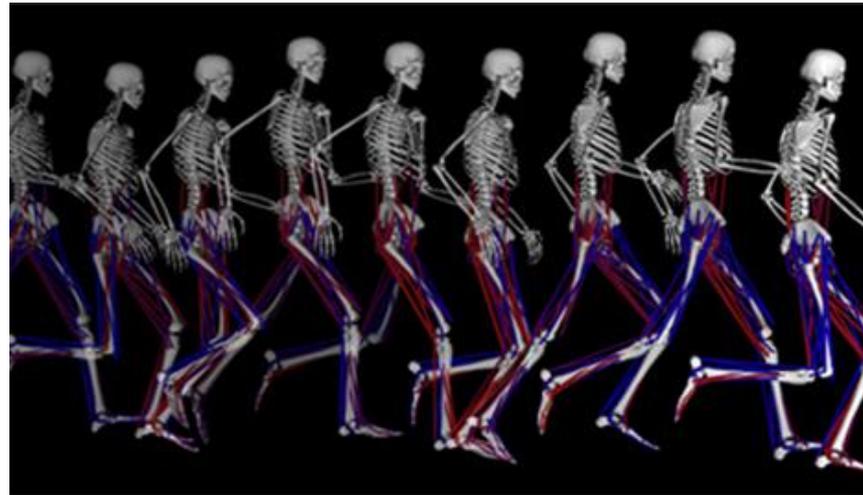
- Forma opuesta entre resultados previos y nuevos, al igual que en el caso del bíceps.
- Forma opuesta a la del braquial a pesar de tener un brazo de momento similar para la fase inicial.
- Esto probablemente se deba a que su F_0^M es casi la cuarta parte de la del braquial (261,3 N frente a 987,3 N)





Conclusiones

- Mejora de la estimación de esfuerzos musculares al añadir la dinámica del músculo-tendón.
- Más eficiente que la optimización dinámica y más exacto que la simple optimización estática.
- Fuerzas desarrolladas por bíceps y tríceps se aproximan a la tendencia de EMG.



- **Optimización dinámica mediante dinámica directa.**
- **Ampliación del modelo integrando el hombro y la mano en el conjunto, obteniendo un modelo completo del brazo.**
 - Estudio de los esfuerzos realizados por personas lesionadas que empleen muletas.
 - Diseño de órtesis activas para personas con lesiones en el brazo.
 - Estudios para la mejora en facetas deportivas, planes de rehabilitación mucho más precisos y mejorados, etc.

GRACIAS POR SU ATENCIÓN

