

Análisis dinámico inverso de la marcha humana y estimación de fuerzas musculares mediante optimización estática

Autor: Lucía Castiñeira Carro

*Tutores: Florian Michaud
Urbano Lugrís Armesto*

Fecha: Junio 2016

1. Introducción

Determinación de las fuerzas musculares por simulación multicuerpo

Intereses: evitar el uso de medios invasivos de medición.

Dificultades: hay más músculos para servir cada GDL que lo estrictamente necesario desde un punto de vista mecánico.

Método: optimización asociada a la dinámica inversa para reproducir el mecanismo usado por el sistema nervioso central.

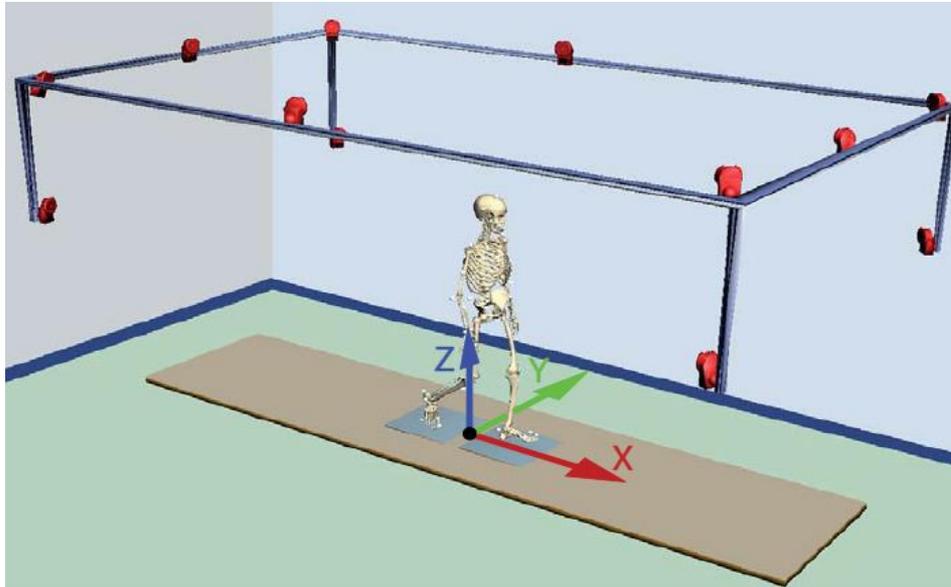
Simplificación de modelos

Intereses: intentar simplificar el problema mecánico y reducir el coste computacional, sin perder precisión en los resultados.

Modelos comparados: 18-2D, 18-3D, 43-2D, 43-3D (LIM)

2. Experimento

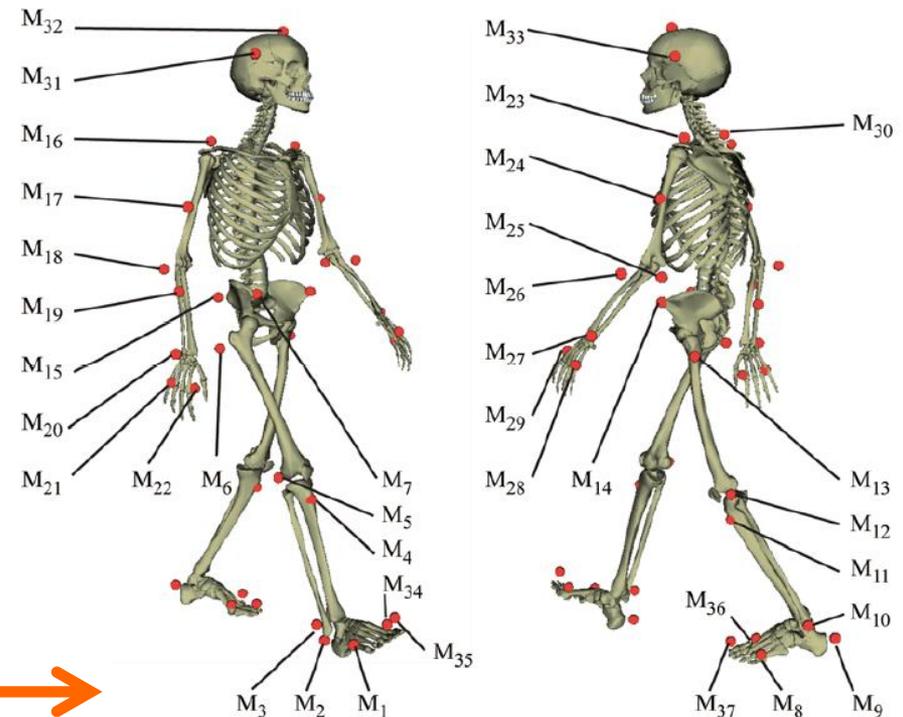
■ Captura



- 12 cámaras
- 2 placas de fuerza

37 markers →

- Sujeto:
- Hombre adulto sano
 - Edad: 27 años
 - Peso: 84 kg
 - Altura: 1.75 m



2. Experimento

■ Ciclo de marcha



I

II

III

IV

V

Apoyo doble 1

Apoyo simple 1

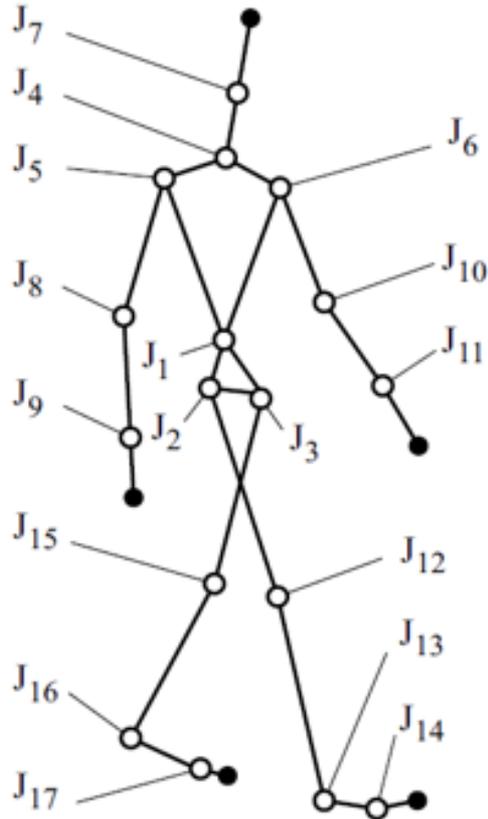
Apoyo doble 2

Apoyo simple 2

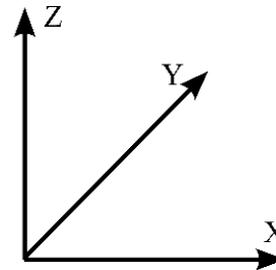
Apoyo doble 3

3. Modelos esqueléticos

■ Modelo 3D



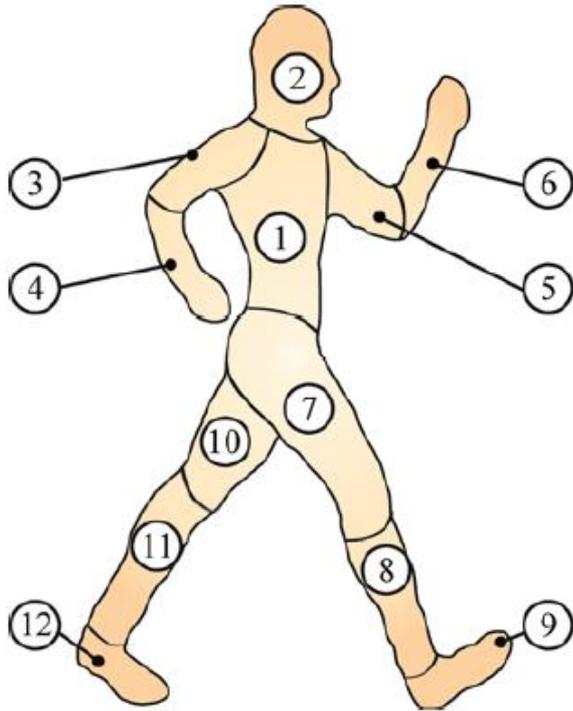
- 18 segmentos unidos mediante 17 articulaciones esféricas ideales.
- 57 coordenadas independientes: 1 set de 3 ángulos por cada articulación + los 6 GDL de la pelvis
- Cinemática y pares articulares obtenidos del programa del LIM.



Eje vertical: Z

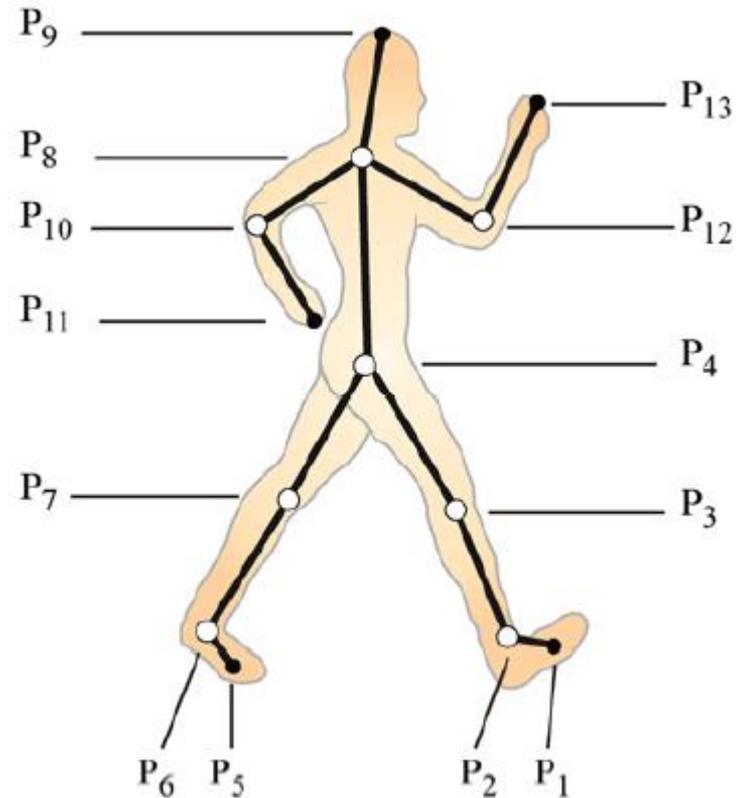
3. Modelos esqueléticos

Modelo 2D



12 sólidos

↳ Sólidos 7, 8, 9



Tronco	→ S1	→ P4, P8
Muslo	→ S7	→ P3, P4
Tibia	→ S8	→ P2, P3
Pie	→ S9	→ P1, P2

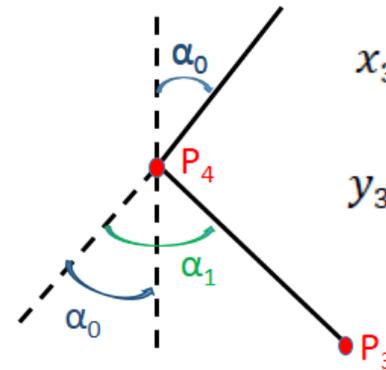
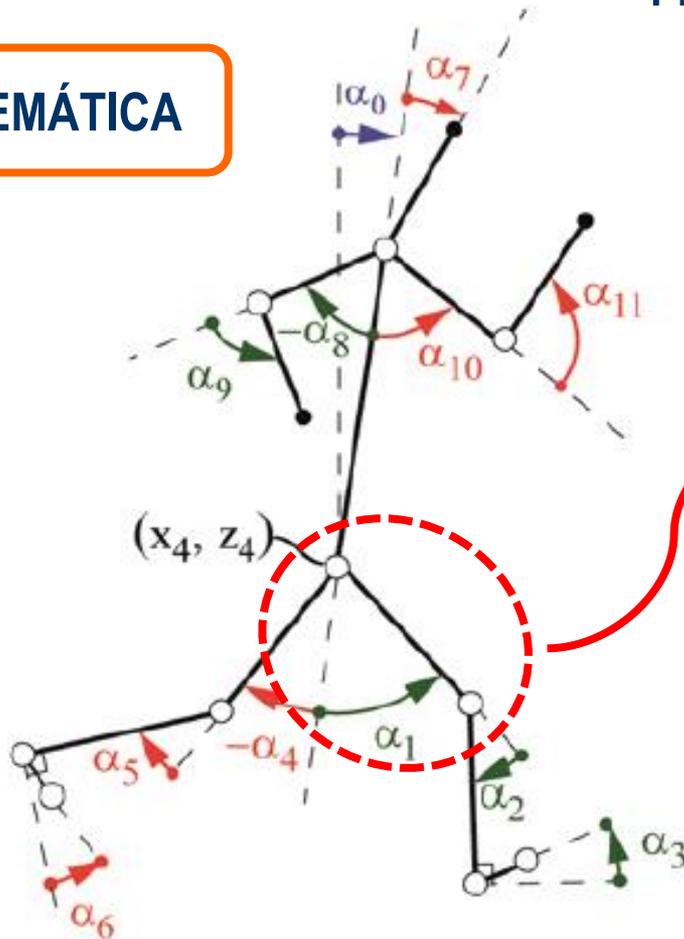
3. Modelos esqueléticos

Modelo 2D

CINEMÁTICA

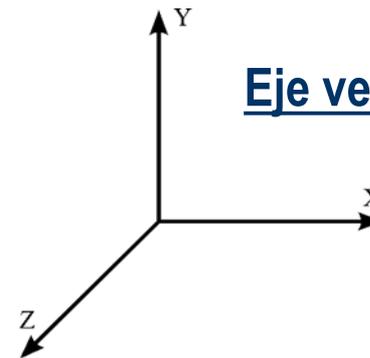
14 coordenadas independientes

P4 + variables angulares



$$x_3 = x_4 + L_9 \sin(\alpha_1 - \alpha_0)$$

$$y_3 = y_4 - L_9 \cos(\alpha_1 - \alpha_0)$$

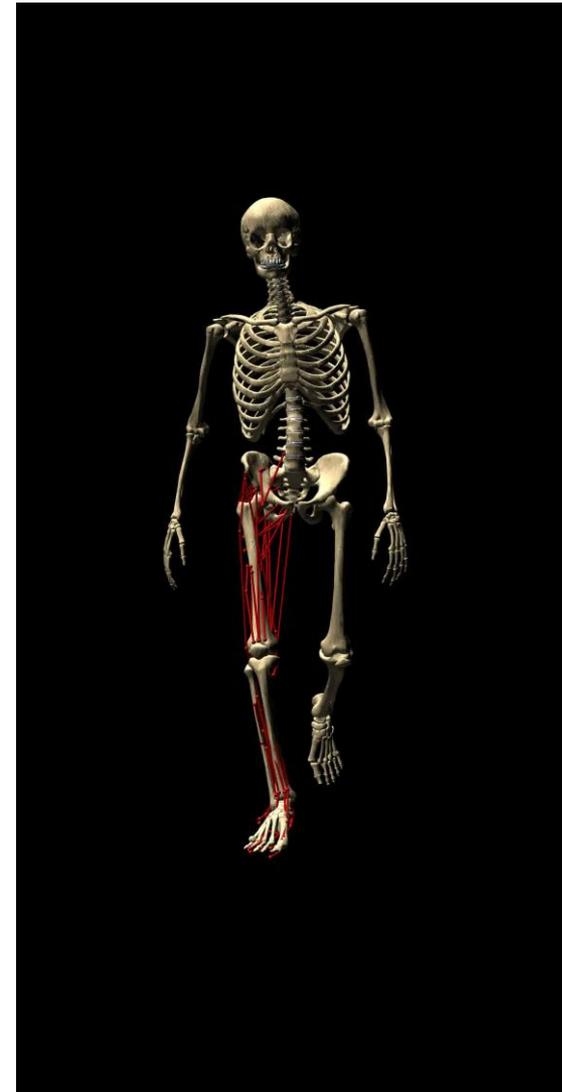
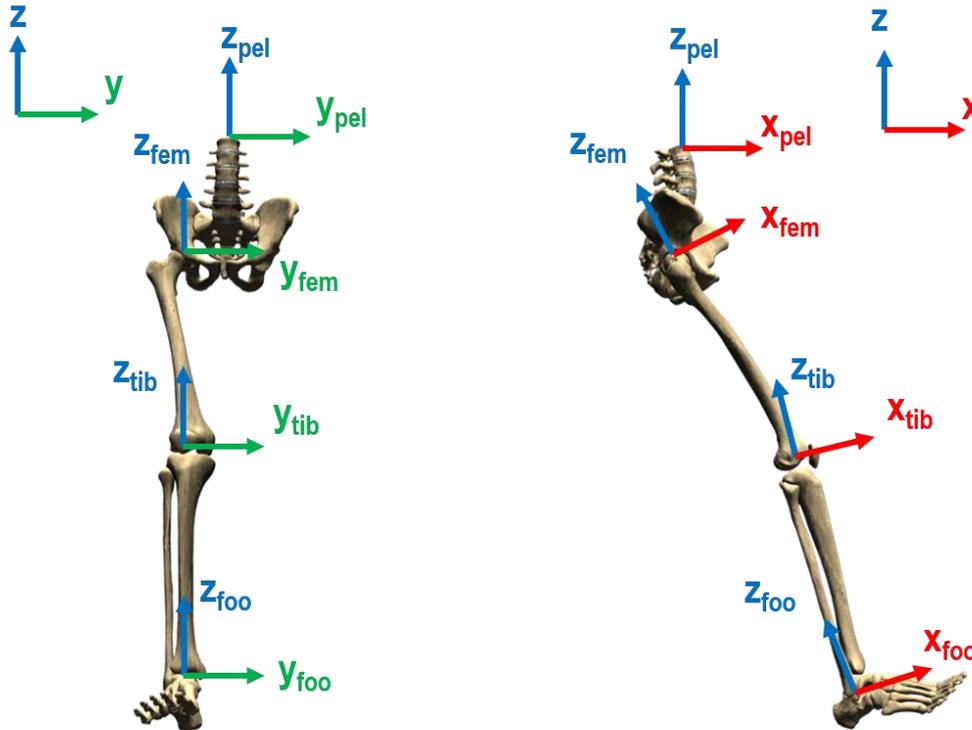


Eje vertical: Y

4. Modelos esquelético-musculares

Modelo 43 músculos

Sistemas locales



4. Modelos esquelético-musculares

■ Modelo 18 músculos

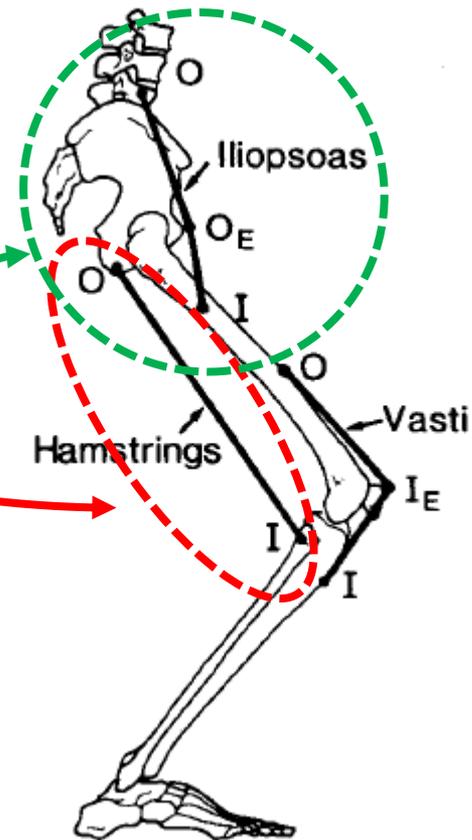
- Grupos musculares
- Hamstrings
 - Dorsiflexores
 - Plantarflexores

Músculos = líneas rectas desde origen hasta inserción

Inserción / Origen efectivos

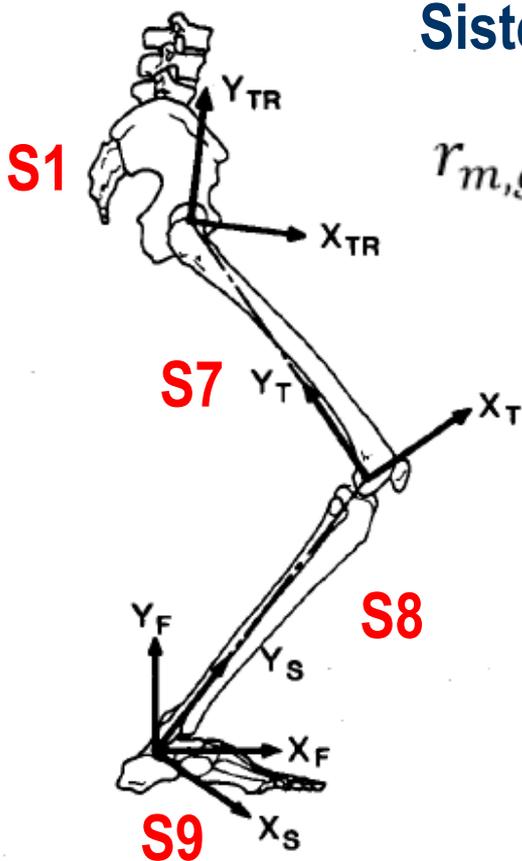
- Tabla de datos
- Sólido referencia
 - Músculo
 - Coordenadas (x,y,z)

Sistema local de cada sólido

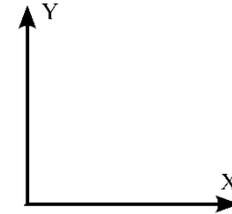


4. Modelos esquelético-musculares

Modelo 18 músculos



Sistema local \longrightarrow Sistema global



$$r_{m, glob} = r_o + A_{sólido, glob} \cdot r_{m, loc}$$

$$A_{sólido, glob} = [u_{sólido} \quad v_{sólido} \quad w_{sólido}]$$

Caso 2D \longrightarrow $w_{sólido} = z_{global}$

S1, S7, S8

S9

$$v_{sólido} = \frac{\overrightarrow{P_f P_i}}{\| \overrightarrow{P_f P_i} \|}$$

$$u_{sólido} = \frac{\overrightarrow{P_f P_i}}{\| \overrightarrow{P_f P_i} \|}$$

$$u_{sólido} = v_{sólido} \times w_{sólido}$$

$$v_{sólido} = -u_{sólido} \times w_{sólido}$$

5. Optimización estática

minimizar o maximizar C

sujeto a $J^T F^{MT} = Q^{MT}$

$$F^{Mt}_{i,min} \leq F^{Mt}_i \leq F^{Mt}_{i,max}$$

$C(F^{MT})$ = función objetivo

Q^{MT} = vector de pares articulares controlados por músculos

F^{MT} = vector de fuerzas

J^T = matriz brazos de momento

Restricciones

Función objetivo



Criterios optimización

CRITERIOS POLINÓMICOS

C2	C3	C4
$\sum_{i=1}^m (F_i^{MT})^2$	$\sum_{i=1}^m \left(\frac{F_i^{MT}}{F_{i,0}^{MT}} \right)^2$	$\sum_{i=1}^m \left(\frac{F_i^{MT}}{A_i} \right)^2$

CRITERIO MIN / MAX

min β

C5b

S. t. $\frac{F_i^{MT}}{F_{i,0}^{MT}} \leq \beta \quad i = 1 \dots m$

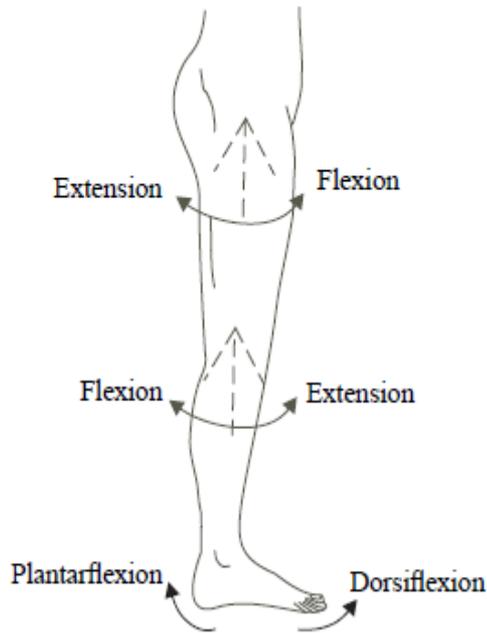
5. Optimización estática

GDL CONTROLADOS POR LOS MÚSCULOS



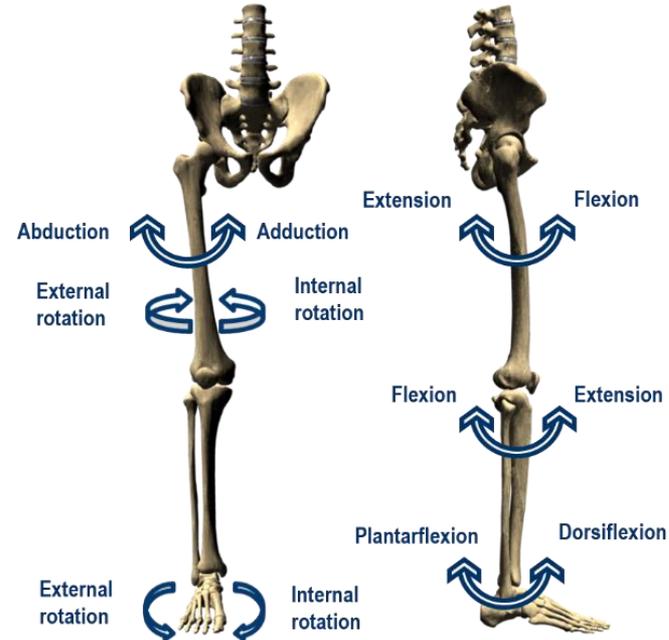
$$J^T F^{MT} = Q^{MT}$$

Modelo 2D → 3 GDL



- 1 GDL en cadera
- 1 GDL en rodilla
- 1 GDL en tobillo

Modelo 3D → 6 GDL



- 3 GDL en cadera
- 1 GDL en rodilla
- 2 GDL en tobillo

5. Optimización estática

OPTIMIZADOR

$$x = \text{fmincon}(\text{fun}, x0, A, b, Aeq, beq, lb, ub)$$

fun → Función objetivo

$x0$ → Valor inicial → Algoritmo genético

$lb \leq x \leq ub$ → $\left\{ \begin{array}{l} lb \text{ Límite inferior} \\ ub \text{ Límite superior} \end{array} \right.$

$lb \leq x \leq ub$ → $F^{Mt}_{i,min} \leq F^{Mt}_i \leq F^{Mt}_{i,max}$

$Aeq \cdot x = beq$ → $J^T F^{MT} = Q^{MT}$

$A \cdot x \leq b$ → Solo en criterio Min / Max → $\frac{F_i^{MT}}{F_{i,0}^{MT}} \leq \beta$

Restricciones

5. Optimización estática

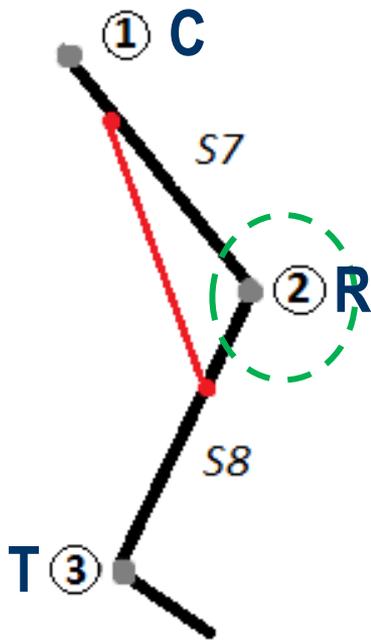
BRAZOS DE MOMENTO

$$\longrightarrow \overrightarrow{d_{articulación}} = (\overrightarrow{v^M} \wedge \vec{r})$$

Matriz J



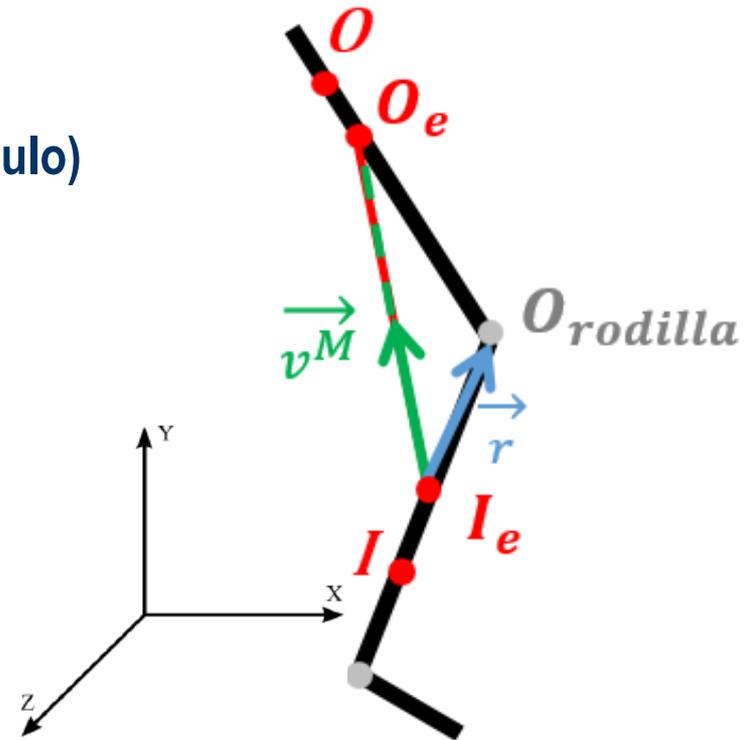
(nº músculos x nº GDL controlados por músculo)



Biceps femoris, 2D

Origen : muslo (S7)
Inserción : tibia (S8)

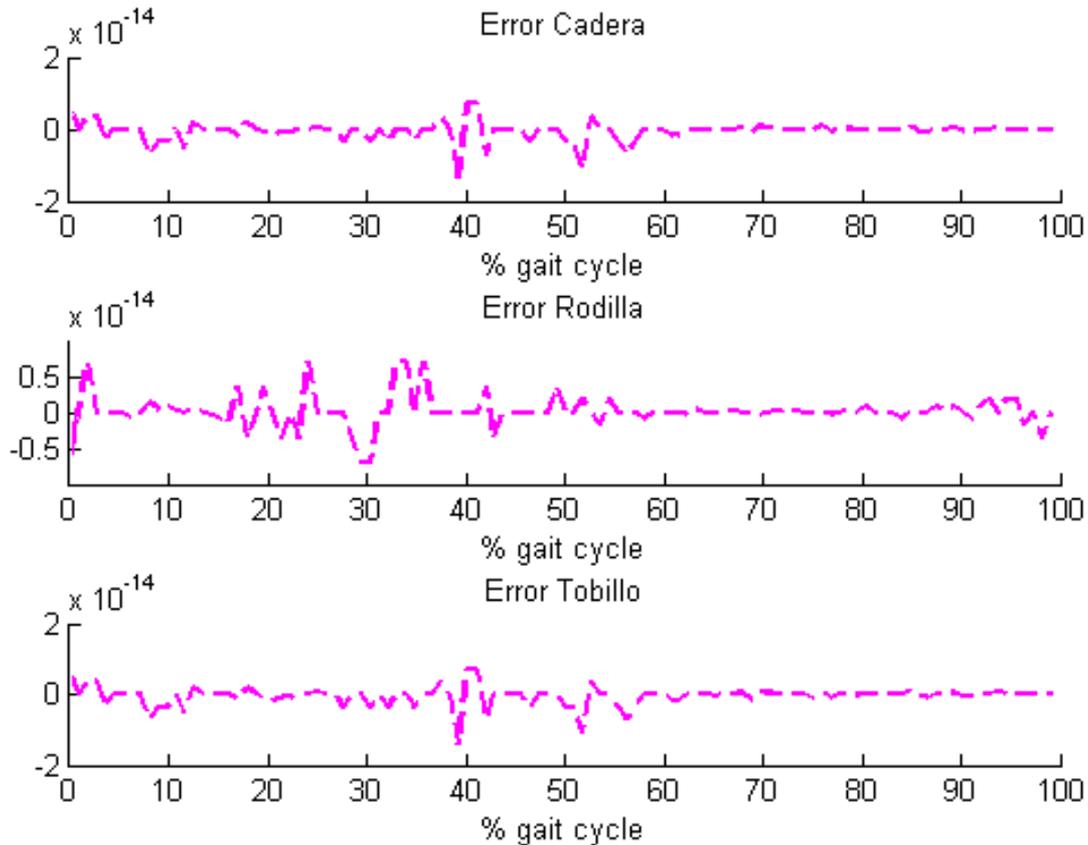
	1:C	2:R	3:T
<i>Bf</i>	0	d_z	0



6. Resultados

CUMPLIMIENTO DE LOS PARES

MODELO 18-2D, C2



6. Resultados

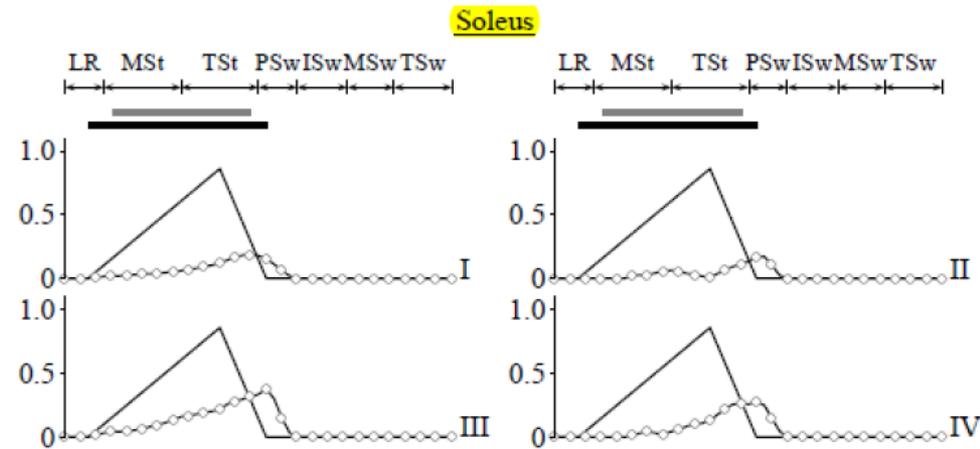
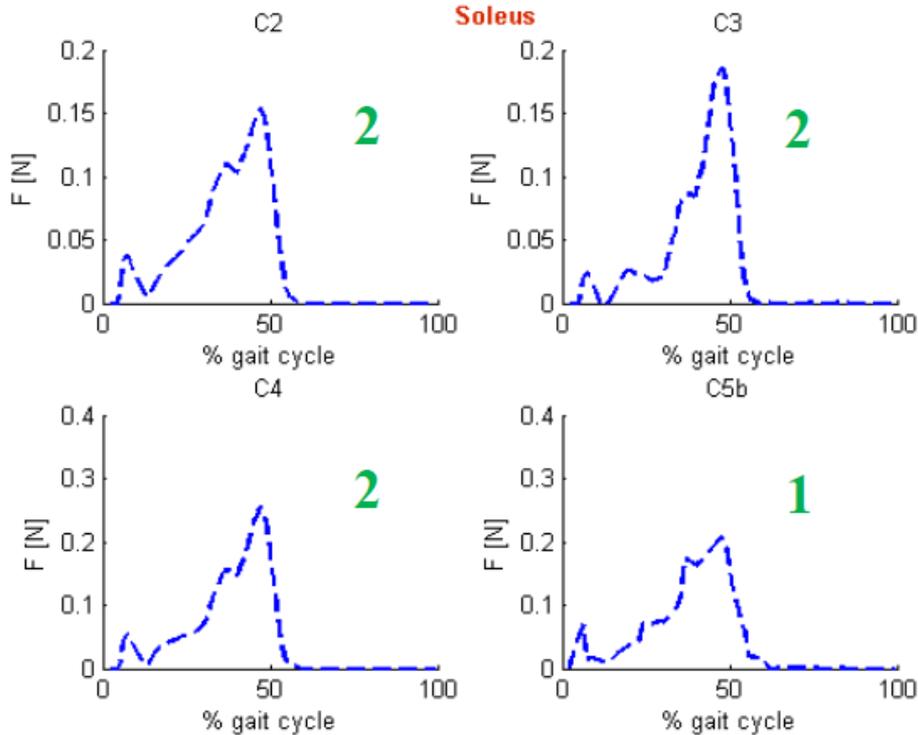
COMPARACIÓN MODELOS



Tesis Ye Ou



Código 0,1,2



Modelo 18-2D

6. Resultados

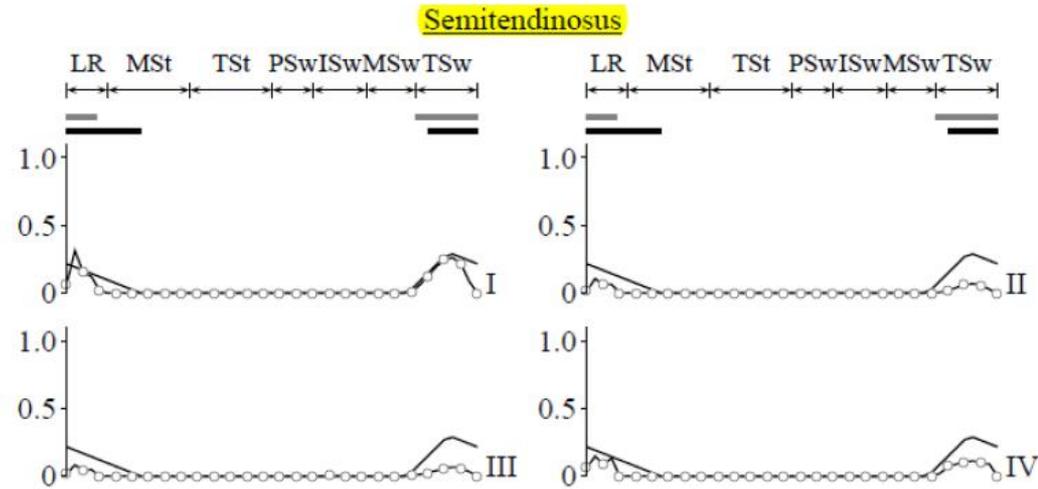
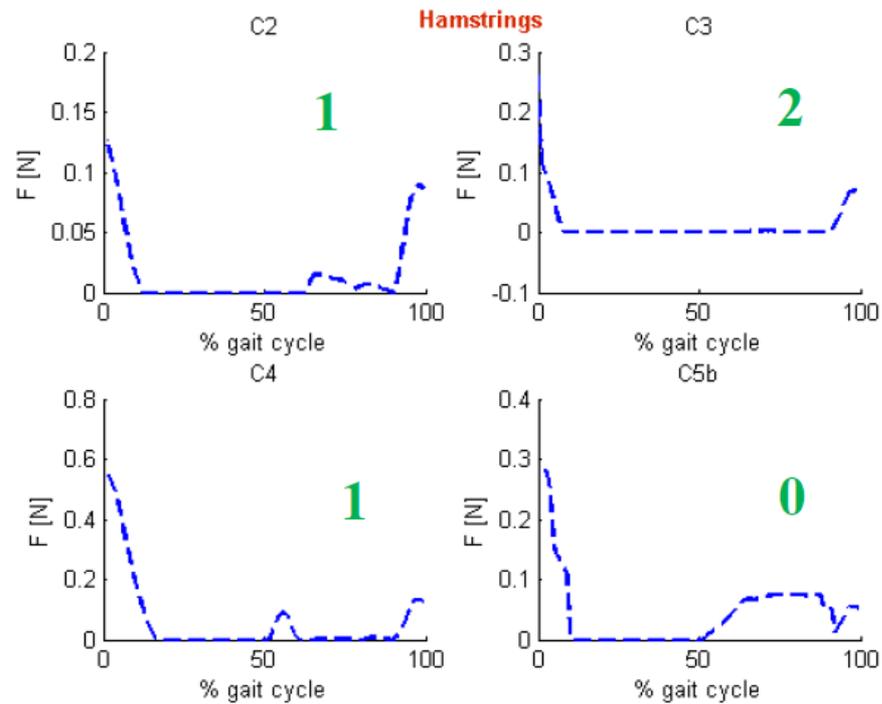
COMPARACIÓN MODELOS



Tesis Ye Ou



Código 0,1,2



Modelo 18-3D

6. Resultados

TABLA COMPARATIVA

	Modelo 1 (18,2D)				Modelo 2 (43, 2D)				Modelo 3 (18, 3D)				Modelo 4 (43, 3D)			
	C2	C3	C4	C5b	C2	C3	C4	C5b	C2	C3	C4	C5b	C2	C3	C4	C5b
Iliacus / Iliopsoas	✗ 0	! 1	! 1	! 1	! 1	! 1	✗ 0	✗ 0	! 1	! 1	✗ 0	! 1	! 1	! 1	✓ 2	! 1
Gluteus maximus	! 1	! 1	! 1	! 1	✓ 2	✓ 2	! 1	! 1	✓ 2	✓ 2	✓ 2	✗ 0	✓ 2	✓ 2	✓ 2	✓ 2
Tensor fasciae latae	✗ 0	✗ 0	✗ 0	! 1	✗ 0	✗ 0	✗ 0	! 1	✓ 2	! 1	✗ 0	! 1	! 1	! 1	! 1	! 1
Gluteus medius	! 1	! 1	! 1	! 1	! 1	! 1	✗ 0	✗ 0	✓ 2	! 1	! 1	! 1	✓ 2	✓ 2	✓ 2	! 1
Adductor longus	! 1	! 1	✓ 2	! 1	✓ 2	✓ 2	! 1	✗ 0	! 1	! 1	✓ 2	! 1	! 1	! 1	! 1	! 1
Biceps femoris long head	-----				✗ 0	! 1	! 1	✗ 0	-----				✓ 2	! 1	✗ 0	✗ 0
Biceps femoris short head	✗ 0	✗ 0	! 1	✗ 0	✗ 0	! 1	✗ 0	✗ 0	! 1	! 1	✓ 2	✗ 0	! 1	! 1	! 1	! 1
Semitendinosus / Hamstrings	! 1	! 1	! 1	! 1	✗ 0	✗ 0	✗ 0	✗ 0	! 1	✓ 2	! 1	✗ 0	! 1	✓ 2	✓ 2	! 1
Vastus medialis / Vasti	✗ 0	✗ 0	✗ 0	✗ 0	! 1	✓ 2	✓ 2	✗ 0	✓ 2	✓ 2	✓ 2	✗ 0	✓ 2	✓ 2	✓ 2	✗ 0
Rectus femoris	✗ 0	! 1	! 1	✗ 0	✗ 0	✗ 0	✗ 0	✗ 0	✓ 2	✓ 2	! 1	! 1	✓ 2	✓ 2	✓ 2	! 1
Gastrocnemius	! 1	! 1	! 1	✗ 0	✓ 2	✓ 2	✓ 2	! 1	! 1	✗ 0	! 1	! 1	! 1	✓ 2	! 1	! 1
Soleus	✓ 2	✓ 2	✓ 2	! 1	✓ 2	✓ 2	✓ 2	! 1	! 1	! 1	! 1	✗ 0	! 1	✓ 2	✓ 2	! 1
Tibialis anterior / Dorsiflexors	! 1	! 1	! 1	✗ 0	! 1	! 1	! 1	✗ 0	! 1	! 1	✗ 0	! 1	✗ 0	✗ 0	✗ 0	✗ 0
	0,667	0,833	1,000	0,583	0,923	1,154	0,769	0,308	1,417	1,250	1,083	0,583	1,308	1,462	1,385	0,846
	0,771				0,788				1,083				1,250			

6. Resultados

COMPARACIÓN MODELOS

<i>Criterio C2</i>	1,079
<i>Criterio C3</i>	1,175
<i>Criterio C4</i>	1,059
<i>Criterio C5b</i>	0,580

<i>Modelo 1</i>	0,771
<i>Modelo 2</i>	0,788
<i>Modelo 3</i>	1,083
<i>Modelo 4</i>	1,250

$0 \leq \text{media} \leq 1$ → Mal resultado

$1 \leq \text{media} \leq 2$ → Buen resultado

Mejor correlación con la tesis

Modelos 1,2 = Modelos 2D
Modelos 3, 4 = Modelos 3D

7. Conclusión y trabajo futuro

CONCLUSIONES

- Para simplificar el modelo biomecánico es preferible simplificar el modelo muscular, reduciendo el número de músculos, antes que el modelo esquelético (pasando de 3D a 2D)
- Reducir los GDL controlados por músculos implica cambios grandes en la repartición de las fuerzas musculares, como ocurre al pasar a 2D.
- Dificultades de adaptar un modelo esquelético-muscular a un sujeto.

TRABAJO FUTURO

- EMG
- Modelo cuerpo completo
- Optimización estático-fisiológica o dinámica