

# Análisis y simulación mediante dinámica directa de modelos multicuerpo humanos

Francisco José Mouzo Murujosa

Tesis presentada para optar al grado de  
Doctor Ingeniero Industrial

Diciembre 2018



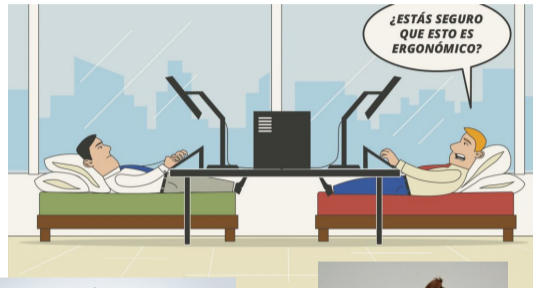
UNIVERSIDADE DA CORUÑA

- 1 Introducción
- 2 Modelos humanos y formulaciones multicuerpo para el análisis de la marcha
- 3 Análisis dinámico directo de la marcha
- 4 Modelo de cabeza-cuello para simulación de impacto balístico
- 5 Conclusiones y trabajo futuro

# Índice

- 1 Introducción
- 2 Modelos humanos y formulaciones multicuerpo para el análisis de la marcha
- 3 Análisis dinámico directo de la marcha
- 4 Modelo de cabeza-cuello para simulación de impacto balístico
- 5 Conclusiones y trabajo futuro

# Introducción

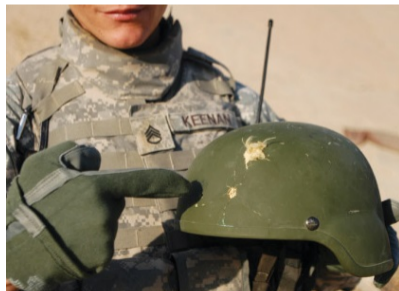


# Introducción

Esta tesis se ha desarrollado en el contexto de dos proyectos de investigación:

- Diseño de órtesis activas para la asistencia a la marcha de lesionados medulares.
- Simulación biomecánica del conjunto cabeza-cuello ante impactos balísticos con protección.

**Objetivo:** Desarrollar métodos basados en dinámica directa para el análisis y simulación con aplicación a estos problemas.



# Análisis y simulación de la marcha

- Movimiento clave.
- Modelos multicuerpo + captura de movimiento.
- Análisis dinámico inverso.
  - Problema del reparto en la fase de doble apoyo.



# Análisis y simulación de marcha

- Otra alternativa es el análisis basado en dinámica directa, que presenta algunas ventajas:
  - Superior consistencia dinámica a nivel muscular.
  - Estimación de las fuerzas de interacción en marcha asistida entre el sujeto y los dispositivos asistivos.
  - Paso previo a la predicción de movimiento.



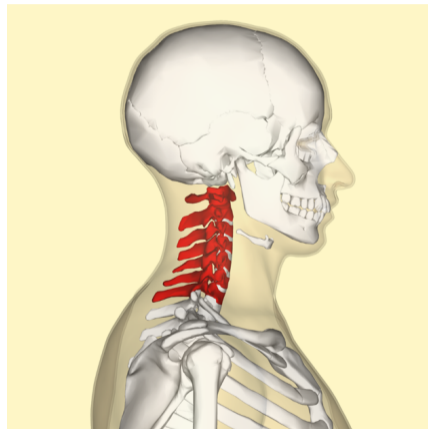
# Análisis y simulación de la marcha

- Para llevar a cabo el análisis dinámico directo:
  - El enfoque más obvio es la aplicación de métodos basados en técnicas de control.
  - Totalmente actuados o infractuados.
  - Existen varios trabajos en la bibliografía que utilizan dinámica directa para el análisis de la marcha, con distintos métodos:
    - Thelen et al. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *J. Biomech.*, 39, pp. 1107–1115, 2006
    - Silva et al. Evaluation of the contact forces developed in the lower limb/orthosis interface for comfort design. *Multibody Syst. Dyn.*, 24(3), pp. 367–388, 2010
- En definitiva, existen diferentes alternativas y se hace preciso un estudio de las opciones disponibles para clarificar cuáles son las más adecuadas para el análisis de la marcha.



# Simulación del conjunto cabeza-cuello para impactos balísticos

- Muy estudiado en la bibliografía en el ámbito automovilístico.
- En el ámbito de los impactos balísticos, la investigación se ha centrado sobre todo en el diseño de los cascos.
- No obstante, incluso si un casco protector impide la penetración del proyectil, el impacto produce un movimiento en el cuello que también puede provocar lesiones.
- No existe apenas bibliografía que estudie este fenómeno.



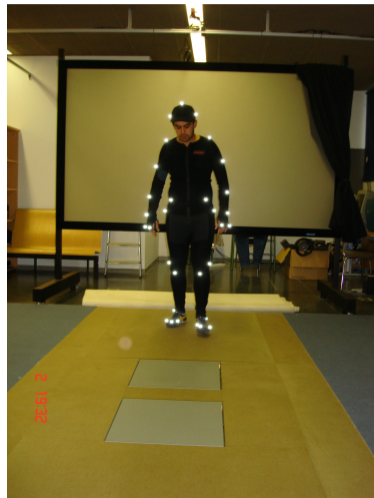
# Índice

- 1 Introducción
- 2 Modelos humanos y formulaciones multicuerpo para el análisis de la marcha**
- 3 Análisis dinámico directo de la marcha
- 4 Modelo de cabeza-cuello para simulación de impacto balístico
- 5 Conclusiones y trabajo futuro

# Modelos humanos utilizados

En esta tesis se utilizan los siguientes modelos:

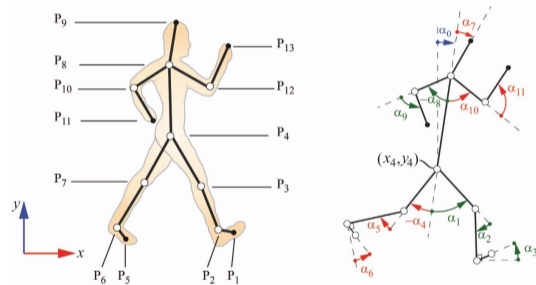
- 1 Un modelo tridimensional de sujeto sano



# Modelos humanos utilizados

En esta tesis se utilizan los siguientes modelos:

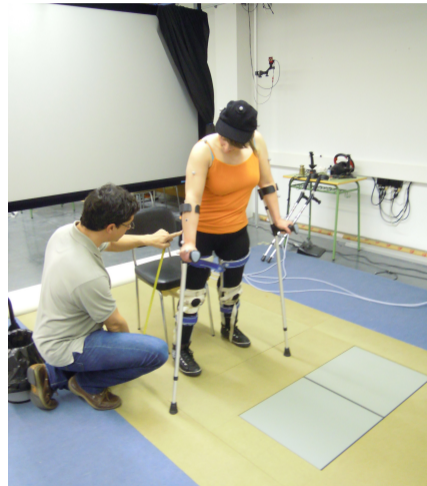
## 2 Un modelo plano de sujeto sano



# Modelos humanos utilizados

En esta tesis se utilizan los siguientes modelos:

- 3 Un modelo tridimensional de sujeto lesionado medular bilateral, con órtesis en las dos piernas y muletas.



# Modelos humanos utilizados

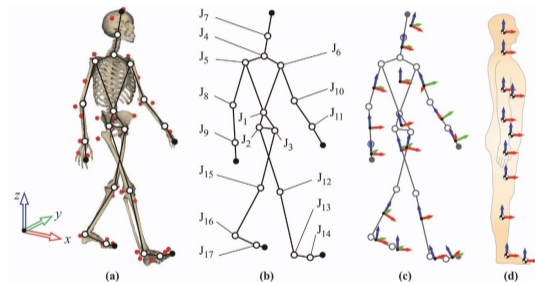
En esta tesis se utilizan los siguientes modelos:

- ④ Un modelo tridimensional de sujeto lesionado medular unilateral, con una órtesis en su pierna izquierda y muletas.



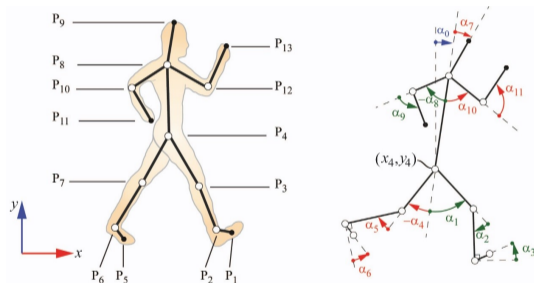
# Modelo tridimensional de sujeto sano

- **Sujeto:** Hombre adulto sano de 27 años, 84 kg y 1.75 m de altura.
- **Modelo:** Modelo con 18 sólidos unidos mediante juntas esféricas, con 57 grados de libertad, modelizado con 228 coordenadas mixtas (naturales y angulares).



# Modelo plano de sujeto sano

- **Sujeto:** El mismo que en el caso anterior.
- **Modelo:** Modelo de 12 segmentos unidos mediante pares de revolución, con 14 grados de libertad, modelizado con 38 coordenadas mixtas (naturales y angulares).





# Modelo tridimensional de lesionado medular bilateral

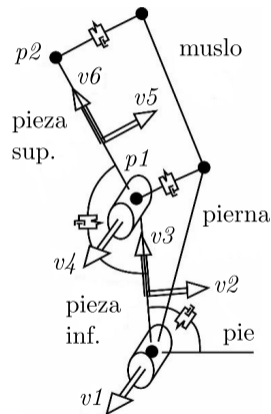
- **Sujeto:** Mujer adulta de 41 años, 65 kg de peso y 1.52 m de estatura, con una lesión en la vértebra T11, que precisa para caminar dos muletas y órtesis en sus dos piernas.
- **Modelo:** Las muletas van solidarias a las manos, por lo que no añaden grados de libertad. En cuanto a las órtesis, se consideran dos alternativas.



# Modelo de órtesis

Se consideran dos formas de modelizar las órtesis:

- Como embebidas en los miembros inferiores del sujeto.
- Como mecanismos independientes (añade dos sólidos y dos grados de libertad por órtesis).



# Modelo tridimensional de lesionado medular unilateral

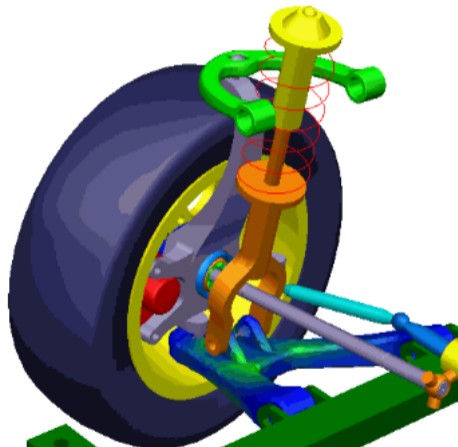
- **Sujeto:** Hombre adulto de 49 años de edad, 82 kg y 1.90 m de estatura, que requiere para caminar la asistencia de dos muletas, una órtesis en su pierna izquierda, y un dispositivo antiequino en la derecha.
- **Modelo:** La órtesis se considera como mecanismo independiente y las muletas como empotradas a las manos.



# Formulaciones de dinámica multicuerpo

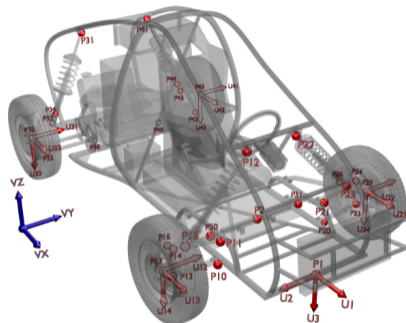
En esta tesis se emplean dos formulaciones multicuerpo:

- Una formulación global de matriz  $R$  en coordenadas mixtas (naturales y angulares)
- Una formulación topológica semi-recursiva en coordenadas relativas.



# Método global: Matriz R

- Los métodos globales se caracterizan por el uso de un conjunto de coordenadas que definen la posición de cada cuerpo independientemente.
- Los pares cinemáticos implican restricciones entre las coordenadas.



# Método global: Matriz R

Ecuaciones de Lagrange en coordenadas dependientes y restricciones (DAE)

$$M\ddot{q} + \Phi_q^T \lambda = Q \quad (1)$$

$$\Phi = 0 \quad (2)$$

El método de matriz R establece la siguiente relación para convertir el problema anterior en un sistema de ecuaciones diferenciales ordinarias:

$$\dot{q} = Rz \quad (3)$$

# Método global: Matriz R

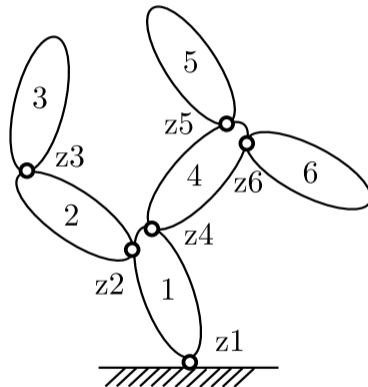
Derivando la expresión anterior y sustituyendo en las ecuaciones se obtiene la ODE:

$$\mathbf{R}^T \mathbf{M} \mathbf{R} \ddot{\mathbf{z}} = \mathbf{R}^T (\mathbf{Q} - \mathbf{M} \dot{\mathbf{R}} \dot{\mathbf{z}}) \quad (4)$$

- El sistema de ecuaciones tiene el tamaño del número de coordenadas independientes del sistema, lo cual es una ventaja con respecto a otros métodos.
- No obstante, se hace preciso el cálculo de la matriz  $\mathbf{R}$  y el vector  $\dot{\mathbf{R}}\dot{\mathbf{z}}$  en cada paso de tiempo; resolviendo un problema de aceleraciones y tantos problemas de velocidad como grados de libertad.
- Afortunadamente, en todos estos problemas se utiliza la misma matriz del sistema.
- Esta formulación se encuentra implementada en lenguaje FORTRAN en el software MBSLIM desarrollado en el laboratorio.

# Método semi-recursivo

- Los métodos topológicos hacen uso de coordenadas relativas.
- Están pensados para aprovechar la topología de la cadena cinemática.
- Opción muy adecuada para mecanismos de cadena abierta.
- Semi-recursivo, muy adecuado para biomecánica.





## Método semi-recursivo

Se parte de la definición de un conjunto especial de coordenadas de sólido:

$$\mathbf{Z} = \begin{Bmatrix} \dot{\mathbf{s}} \\ \boldsymbol{\omega} \end{Bmatrix} \quad (5)$$

Aplicando las expresiones de los campos de velocidades y aceleraciones del sólido rígido, se puede llegar a las siguientes relaciones entre estas nuevas coordenadas y las coordenadas relativas:

$$\mathbf{Z}_i = \mathbf{Z}_{i-1} + \mathbf{b}_i \dot{\mathbf{z}}_i \quad (6)$$

$$\dot{\mathbf{Z}}_i = \dot{\mathbf{Z}}_{i-1} + \mathbf{b}_i \ddot{\mathbf{z}}_i + \mathbf{d}_i \quad (7)$$

# Método semi-recursivo

Los términos  $\mathbf{b}_i$  y  $\mathbf{d}_i$  son expresiones que dependen del tipo de par que conecte los dos sólidos. Por ejemplo, en el caso del par de revolución:

$$\mathbf{b}_i = \begin{Bmatrix} \tilde{\mathbf{r}}_i \mathbf{u}_i \\ \mathbf{u}_i \end{Bmatrix}_{6 \times 1} \quad (8)$$

$$\mathbf{d}_i = \begin{Bmatrix} \tilde{\mathbf{r}}_i (\tilde{\omega}_{i-1} \mathbf{u}_i) \dot{z}_i + (\tilde{\omega}_{i-1} \tilde{\omega}_{i-1} - \tilde{\omega}_i \tilde{\omega}_i) \mathbf{r}_i \\ \tilde{\omega}_{i-1} \mathbf{u}_i \dot{z}_i \end{Bmatrix}_{6 \times 1} \quad (9)$$

Así, se puede definir una matriz  $\mathbf{R}$  que relacione el vector que agrupa las coordenadas de todos los elementos con el vector de coordenadas relativas del sistema:

$$\mathbf{Z} = \mathbf{R} \dot{\mathbf{z}} \quad (10)$$

# Método semi-recursivo

E introduciendo aquí la expresión anterior y sus derivadas, nos queda el sistema:

$$\mathbf{R}^T \mathbf{M} \mathbf{R} \ddot{\mathbf{z}} - \mathbf{R}^T (\mathbf{Q} - \mathbf{M} \dot{\mathbf{R}} \dot{\mathbf{z}}) = \mathbf{0} \quad (11)$$

- El resultado final es un sistema de tamaño mínimo en las coordenadas relativas, en el que no aparecen las coordenadas de elemento.
- Los productos  $\mathbf{R}^T \mathbf{M} \mathbf{R}$  y  $\mathbf{R}^T (\mathbf{Q} - \mathbf{M} \dot{\mathbf{R}} \dot{\mathbf{z}})$  se pueden calcular de forma eficiente con algoritmos recursivos, a partir de los términos  $\mathbf{b}_i$  y  $\mathbf{d}_i$ , y aprovechando la topología del sistema multicuerpo.
- Esta formulación se implementó en lenguaje C++ dando lugar al software BIOLIM, desarrollado durante la tesis.

# Análisis de marcha mediante dinámica inversa

Para comparar la eficiencia de las dos formulaciones presentadas, se utiliza como banco de ensayos un problema de análisis de marcha por control óptimo, cuya motivación es la siguiente:

- Cuando se realiza análisis de marcha mediante dinámica inversa, es preciso resolver el problema de la indeterminación en el caso de doble apoyo.

$$Q_m = \bar{M}\ddot{z} - \bar{Q} \quad (12)$$

- Para superar la indeterminación se recurre a los datos de fuerza de contacto medidos en placas de fuerza durante el experimento.

# Análisis de marcha mediante dinámica inversa

- Sin embargo, la resultante de las fuerzas medidas no es consistente con la obtenida por dinámica inversa.

Para solucionarlo, se reparten las reacciones a los pies mediante una optimización, que tenga en cuenta las medidas:

$$\begin{aligned} \text{minimiza } g(\mathbf{G}) &= \frac{1}{2} \sum_{j=1}^{12 \text{ ó } 18} w_j (G_j - G_j^*)^2 \\ \text{sujeto a } \mathbf{B}^T \mathbf{G} &= \mathbf{Q}_m \end{aligned} \quad (13)$$

Este enfoque asume que todo el error está en la medida de las placas de fuerza.

# Análisis de marcha mediante control óptimo

Otra opción es hacer un análisis basado en control óptimo:

Estados:

$z$   
 $\dot{z}$

Controles:

$\ddot{z}$   
 $\tau$

$$\min \int_{t_0}^{t_f} ((z - z_r)^2 + (\dot{z} - \dot{z}_r)^2 + (\ddot{z} - \ddot{z}_r)^2 + (\tau - Q_r^{IDart})^2) dt$$

$$\text{sujeto a: } \left. \begin{array}{l} \dot{y} = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} z \\ \dot{z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{z} \\ \ddot{z} \end{bmatrix} \\ |f^{ext} - Q^{IDext}| < \epsilon \\ |\tau - Q^{IDart}| < \epsilon \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{ecuaciones de estado} \\ \text{restricciones de camino} \end{array} \quad (14)$$

$$Q^{ID} = \begin{bmatrix} Q^{IDext} \\ Q^{IDart} \end{bmatrix} = \bar{M}\ddot{z} - \bar{Q} \quad (15)$$

# Análisis de marcha mediante control óptimo

- Para resolver el problema se necesitan las derivadas de la función objetivo y las restricciones con respecto a los estados y controles.
  - Lo más complicado es obtener las derivadas de las restricciones, que incluyen las ecuaciones de dinámica inversa.
- Opciones:
  - Derivadas numéricas
    - Diferencias centrales dispersas.
    - Diferencias adelantadas dispersas.
  - Derivadas analíticas

$$Q_{ID} = R^T(z)MR(z)\ddot{z} - R^T(z) \left( Q(z, \dot{z}) - M\dot{R}(z, \dot{z})\dot{z} \right) \quad (16)$$

# Análisis de marcha mediante control óptimo

Derivadas analíticas de la dinámica inversa con formulación de matriz R:

$$\frac{\partial Q_{ID}}{\partial z} = \left( \frac{\partial R^T}{\partial z} MR + R^T M \frac{\partial R}{\partial z} \right) \ddot{z} - \frac{\partial R^T}{\partial z} (Q - M \dot{R} \dot{z}) - R^T \left( \frac{\partial Q}{\partial z} - M \frac{\partial \dot{R}}{\partial z} \dot{z} \right) \quad (17)$$

$$\frac{\partial Q_{ID}}{\partial \dot{z}} = R^T \left( \frac{\partial Q}{\partial \dot{z}} - M \frac{\partial \dot{R}}{\partial \dot{z}} \dot{z} - M \dot{R} \right) \quad (18)$$

$$\frac{\partial Q_{ID}}{\partial \ddot{z}} = R^T MR \quad (19)$$

El desarrollo analítico de cada uno de estos términos conduce a expresiones de gran complejidad. Éstas se encuentran disponibles en el software de simulación MBSLIM.



# Análisis de marcha mediante control óptimo

Resultados de la primera malla con GPOPS-II:

Formulación	Método de derivadas	Iteraciones	Tiempo total (s)	Tiempo por iter. (s)	Valor función objetivo
Matriz R (MBSLIM)	Diferencias centrales dispersas (GPOPS-II)	16	399	24.94	$1.084 \times 10^{-2}$
Matriz R (MBSLIM)	Diferencias adelantadas dispersas (GPOPS-II)	18	225	12.5	$1.14 \times 10^{-2}$

# Análisis de marcha mediante control óptimo

Resultados de la primera malla con GPOPS-II:

Formulación	Método de derivadas	Iteraciones	Tiempo total (s)	Tiempo por iter. (s)	Valor función objetivo
Matriz R (MBSLIM)	Diferencias centrales dispersas (GPOPS-II)	16	<b>399</b>	24.94	$1.084 \times 10^{-2}$
Matriz R (MBSLIM)	Diferencias adelantadas dispersas (GPOPS-II)	18	225	12.5	$1.14 \times 10^{-2}$
Matriz R (MBSLIM)	Analíticas (MBSLIM)	17	<b>123</b>	7.24	$1.033 \times 10^{-3}$

El uso de derivadas analíticas reduce el tiempo en un 70%.

# Análisis de marcha mediante control óptimo

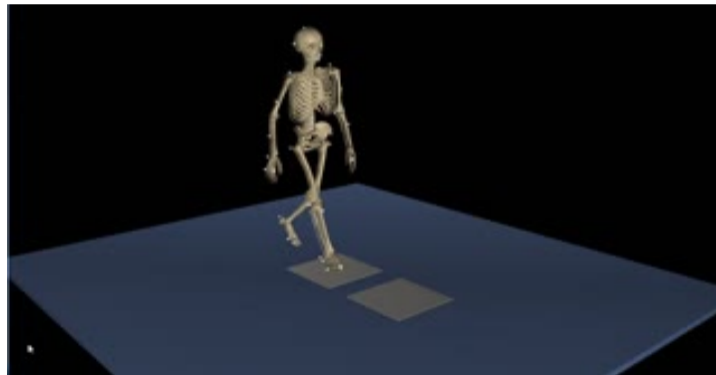
Resultados de la primera malla con GPOPS-II:

Formulación	Método de derivadas	Iteraciones	Tiempo total (s)	Tiempo por iter. (s)	Valor función objetivo
Matriz R (MBSLIM)	Diferencias centrales dispersas (GPOPS-II)	16	<b>399</b>	24.94	$1.084 \times 10^{-2}$
Matriz R (MBSLIM)	Diferencias adelantadas dispersas (GPOPS-II)	18	225	12.5	$1.14 \times 10^{-2}$
Matriz R (MBSLIM)	Análíticas (MBSLIM)	17	123	7.24	$1.033 \times 10^{-3}$
Semi-recursiva (BIOLIM)	Diferencias centrales dispersas (GPOPS-II)	16	<b>45</b>	2.81	$1.093 \times 10^{-2}$

El uso de la formulación semi-recursiva reduce el tiempo en un factor de 9.

# Análisis de marcha mediante control óptimo

Movimiento resultante contra el original:



# Conclusiones

- Se han detallado 4 modelos multicuerpo para el análisis de marcha de sujetos sanos y lesionados medulares.
- Se han introducido dos formulaciones multicuerpo: una global, y otra topológica, especialmente eficiente para los sistemas biomecánicos.
- Se ha desarrollado en detalle un método para realizar análisis de marcha mediante control óptimo:
  - evaluando la eficiencia de las dos formulaciones presentadas.
  - valorando la conveniencia de contar con las derivadas analíticas en este tipo de problemas.

# Índice

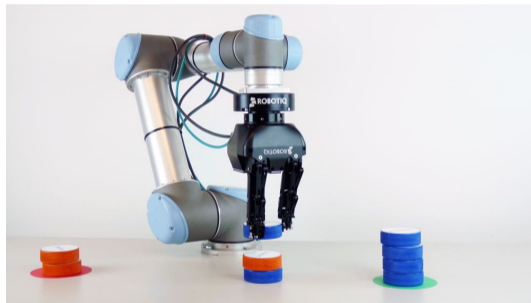
- 1 Introducción
- 2 Modelos humanos y formulaciones multicuerpo para el análisis de la marcha
- 3 Análisis dinámico directo de la marcha**
- 4 Modelo de cabeza-cuello para simulación de impacto balístico
- 5 Conclusiones y trabajo futuro

# Análisis dinámico directo de la marcha

- El análisis de marcha por dinámica directa puede ser ventajoso en algunos casos, ya que, por ejemplo:
  - Permite estimar las fuerzas de interacción entre sujeto y dispositivos asistivos.
  - Permite integrar las ecuaciones de activación y contracción muscular junto con el movimiento, lo que proporciona una mejor consistencia dinámica.
- Métodos basados en técnicas de control, a nivel esquelético:
  - Control totalmente actuado.
  - Control infractuado.
- Con aplicación a dos tipos de marcha:
  - Sana.
  - Asistida.

# Sistemas completamente actuados

- Se probaron tres alternativas:
  - Sistema con prealimentación.
  - Control PD con prealimentación.
  - CTC (Computed Torque Control).





# Sistema con prealimentación

Se introducen como actuaciones de dinámica directa las reacciones previamente calculadas por dinámica inversa.

$$\bar{Q}_u = \bar{Q}_m \quad (20)$$

- Con un paso de tiempo de 10 ms la simulación es inestable.
- Con un paso de tiempo de 1 ms se reproduce el 90% del ciclo, pero termina divergiendo.

# Control PD con prealimentación

Se introduce además un controlador PD:

$$\bar{\mathbf{Q}}_u = \bar{\mathbf{Q}}_m + \mathbf{K}_D(\dot{\mathbf{z}}_{ref} - \dot{\mathbf{z}}) + \mathbf{K}_P(\mathbf{z}_{ref} - \mathbf{z}) \quad (21)$$

- Con un paso de tiempo de 10 ms la simulación es inestable.
- Con un paso de tiempo de 1 ms se reproduce bien el movimiento.

Error coord. traslacionales	Error coord. angulares	Error fuerzas	Error momentos
10e-7	10e-5	10e-2	10e-4

- Las ganancias se ajustaron por prueba y error.
- Los resultados son muy sensibles a los valores de las ganancias.

# Método CTC (Computed Torque Control)

Se emplea el método CTC, en el que la actuación sobre cada grado de libertad se calcula según la siguiente expresión:

$$\bar{Q}_u = \bar{M} [\ddot{z}_{ref} + \mathbf{C}_D(\dot{z}_{ref} - \dot{z}) + \mathbf{C}_P(z_{ref} - z)] - \bar{Q}_r \quad (22)$$

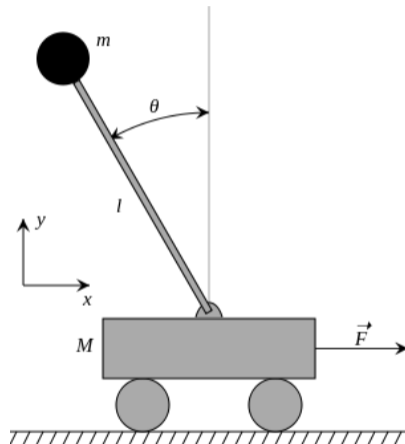
- Con un paso de tiempo de 10 ms la simulación se completa, aunque los errores son grandes.
- Con un paso de tiempo de 1 ms los resultados son muy buenos.

Error coord. traslacionales	Error coord. angulares	Error fuerzas	Error momentos
10e-6	10e-4	1	10e-1

- Este controlador es muy robusto frente a la elección de las ganancias.
- Ganancias muy altas reducen el error pero introducen ruido.

# Sistemas infractuados

- El cuerpo humano es un sistema infractuado, dado que no posee actuadores que gobiernen los grados de libertad del sólido base.
- En esta tesis se prueba un método de control infractuado basado en la idea del CTC.



# Método para sistemas infractuados

Se parte de las ecuaciones de movimiento:

$$\bar{\mathbf{M}}\ddot{\mathbf{z}} = \mathbf{B}\mathbf{u} + \bar{\mathbf{Q}}_r \quad (23)$$

Las referencias (salidas) que se quieren seguir se consideran funciones de las coordenadas (ej. posiciones), o de las coordenadas y sus primeras derivadas (ej. fuerzas de reacción provenientes de un modelo de contacto pie-suelo)

$$\mathbf{y} = \left\{ \begin{array}{l} \mathbf{y}_1(\mathbf{z}) \\ \mathbf{y}_2(\mathbf{z}, \dot{\mathbf{z}}) \end{array} \right\} \quad (24)$$

# Método para sistemas infractuados

Diferenciando las salidas con respecto al tiempo (dos veces para  $y_1$  y una para  $y_2$ ), y sustituyendo  $\ddot{z}$ :

$$\hat{y} = \begin{Bmatrix} \ddot{y}_1(z) \\ \dot{y}_2(z, \dot{z}) \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{H}_{1z} & H_{1z} \\ H_{2z} & H_{2\dot{z}} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{z} \\ \ddot{z} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{H}_{1z} \\ H_{2z} \end{bmatrix} \dot{z} + \begin{bmatrix} H_{1z} \\ H_{2\dot{z}} \end{bmatrix} \ddot{z} = \mathbf{A}\dot{z} + \mathbf{D}\ddot{z} =$$

$$= \mathbf{A}\dot{z} + \mathbf{D}\bar{\mathbf{M}}^{-1}(\mathbf{B}\mathbf{u} + \bar{\mathbf{Q}}_r) \quad (25)$$

De esta forma, se puede despejar el vector de actuaciones (entradas)  $\mathbf{u}$  como:

$$\mathbf{u} = (\mathbf{D}\bar{\mathbf{M}}^{-1}\mathbf{B})^{-1}(\hat{y} - \mathbf{A}\dot{z} - \mathbf{D}\bar{\mathbf{M}}^{-1}\bar{\mathbf{Q}}_r) \quad (26)$$

# Método para sistemas infractuados

Introduciendo feedback, y renombrando  $\mathbf{P} = \mathbf{D}\bar{\mathbf{M}}^{-1}\mathbf{B}$ :

$$\mathbf{u} = \mathbf{P}^{-1} \left( \left\{ \begin{array}{l} \ddot{\mathbf{y}}_1^{ref} + \mathbf{C}_D(\dot{\mathbf{y}}_1^{ref} - \dot{\mathbf{y}}_1) + \mathbf{C}_P(\mathbf{y}_1^{ref} - \mathbf{y}_1) \\ \dot{\mathbf{y}}_2^{ref} + \mathbf{K}_P(\mathbf{y}_2^{ref} - \mathbf{y}_2) \end{array} \right\} - \mathbf{A}\dot{\mathbf{z}} - \mathbf{D}\bar{\mathbf{M}}^{-1}\bar{\mathbf{Q}}_r \right) \quad (27)$$

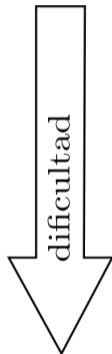
Si el número de referencias a seguir es igual al de actuadores, la matriz  $\mathbf{P}$  es cuadrada. Si no, el sistema sólo se puede resolver en un sentido de mínimos cuadrados. En ese caso interesa incluir una matriz de pesos  $\mathbf{W}$ :

$$\mathbf{u} = (\mathbf{P}^T \mathbf{W} \mathbf{P})^{-1} \mathbf{P}^T \mathbf{W} \left( \left\{ \begin{array}{l} \ddot{\mathbf{y}}_1^{ref} + \mathbf{C}_D(\dot{\mathbf{y}}_1^{ref} - \dot{\mathbf{y}}_1) + \mathbf{C}_P(\mathbf{y}_1^{ref} - \mathbf{y}_1) \\ \dot{\mathbf{y}}_2^{ref} + \mathbf{K}_P(\mathbf{y}_2^{ref} - \mathbf{y}_2) \end{array} \right\} - \mathbf{A}\dot{\mathbf{z}} - \mathbf{D}\bar{\mathbf{M}}^{-1}\bar{\mathbf{Q}}_r \right) \quad (28)$$

# Método para sistemas infractuados

Este método se probó en diferentes escenarios de dificultad creciente, para el caso del modelo de sujeto sano, en 3D y 2D:

- Para el modelo de sujeto sano 3D
  - Introduciendo las reacciones exteriores fruto de un análisis dinámico inverso.
  - Ídem pero añadiendo una perturbación.
- Para el modelo plano
  - Introduciendo las reacciones exteriores con un modelo de contacto.
  - Probando distintas configuraciones de las salidas.
- Para el modelo de sujeto sano 3D
  - Introduciendo las reacciones exteriores con un modelo de contacto, y utilizando la mejor configuración de las salidas que se obtuvo en el caso anterior.





# Sujeto sano 3D: reacciones exteriores de análisis dinámico inverso

Se introdujeron como reacciones exteriores las obtenidas del análisis dinámico inverso sobre el sólido base.

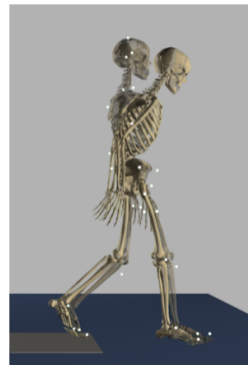
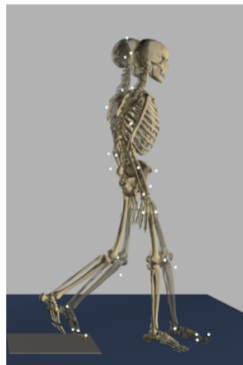
- Mismas salidas que entradas, los 51 grados de libertad de las articulaciones del modelo.
- Con un paso de tiempo de 10 ms, la simulación falla.
- Con un paso de tiempo de 1 ms, la simulación produce buenos resultados.

Error coord. traslacionales	Error coord. angulares	Error fuerzas	Error momentos
6.1e-4	8.9e-4	–	1.5e-3

# Sujeto sano 3D: reacciones exteriores de análisis dinámico inverso con perturbación

Para añadir complejidad, se añadió una perturbación de 1 N a la reacción externa longitudinal, y se probaron dos configuraciones de referencias:

- Misma configuración que el apartado anterior.
- Incluyendo la coordenada longitudinal de la junta lumbar y eliminando el ángulo de flexión entre pelvis y tronco.



# Reacciones exteriores mediante modelo de contacto

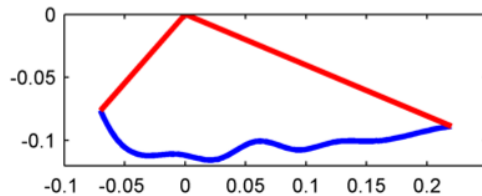
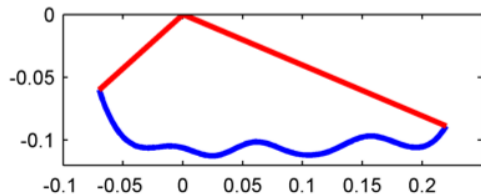
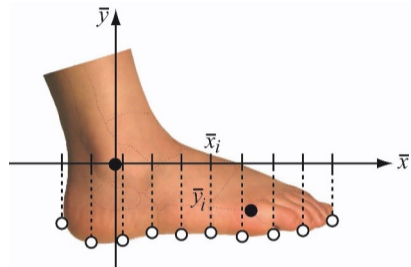
El siguiente paso fue introducir las reacciones exteriores mediante un modelo de contacto pie-suelo.

- Se utilizó un modelo de contacto volumétrico no lineal:

$$\left. \begin{aligned} f_n &= k_h V^h + a_h V v_{cn} \\ f_t &= -\mu_f \arctan(v_{ct}/v_s) f_n \end{aligned} \right\} \quad (29)$$

- El perfil de contacto se generó mediante curvas/superficies spline.
- La forma de la curva/superficie se obtuvo mediante optimización.

# Modelo plano

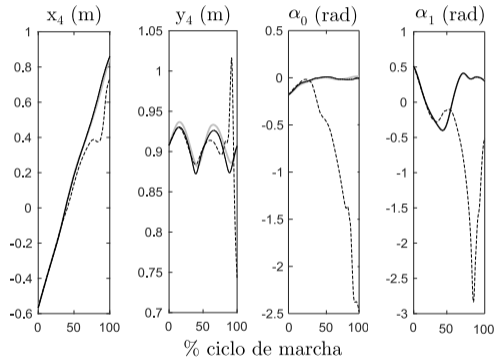
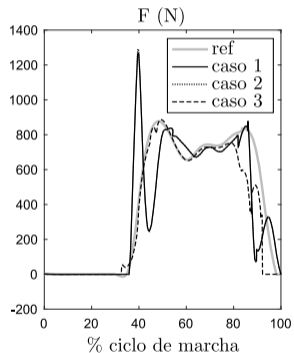


# Modelo plano

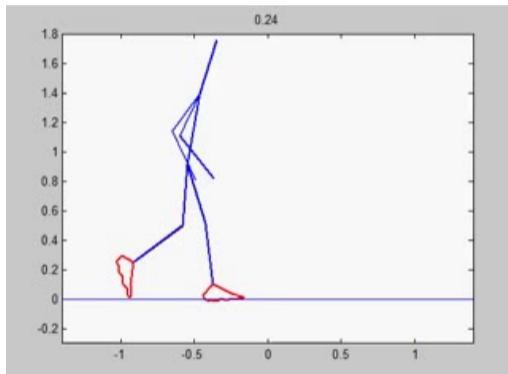
En cuanto a las referencias se probaron 3 casos:

- Caso 1: Mismo número de referencias que de actuadores, siendo éstas las 11 correspondientes a las articulaciones.
- Caso 2: Mayor número de referencias que de actuadores, incluyendo como referencias los grados de libertad del sólido base no actuados.
- Caso 3: Incluyendo además como referencia las tres reacciones con el suelo en cada pie.

# Modelo plano

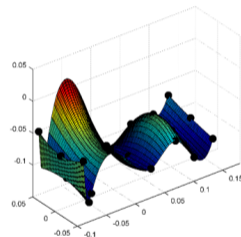
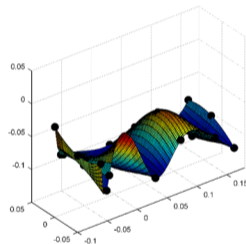


# Modelo plano



# Modelo tridimensional

- En este caso fue muy difícil obtener una simulación estable, y fue preciso hacer pequeños ajustes manuales a la superficie resultado de la optimización.

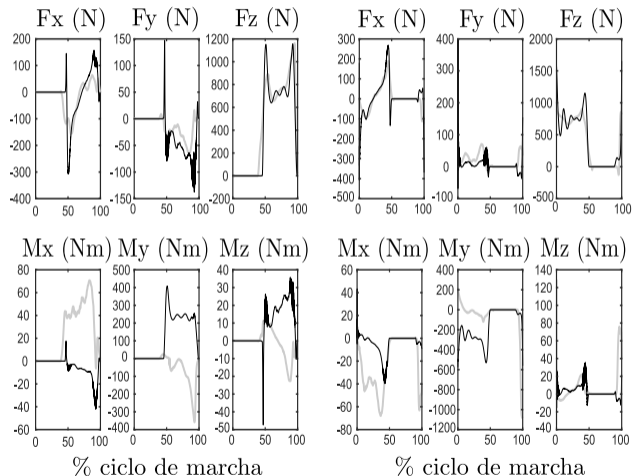




# Modelo tridimensional



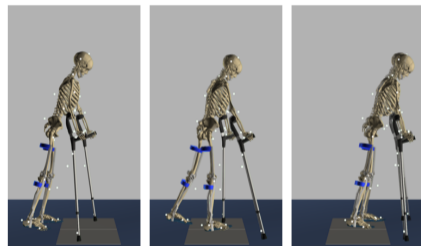
# Modelo tridimensional



# Aplicación a la marcha asistida

Los métodos descritos anteriormente se aplicaron también al análisis de marcha asistida.

- El modelo utilizado es el de sujeto lesionado medular bilateral.
- Se prueban las mejores estrategias encontradas para los métodos completamente actuados e infractuados.
- Al ser la marcha asistida más estable, se puede utilizar un modelo de contacto más sencillo para el caso infractuado.
- Se prueban las distintas opciones de modelización de las órtesis.



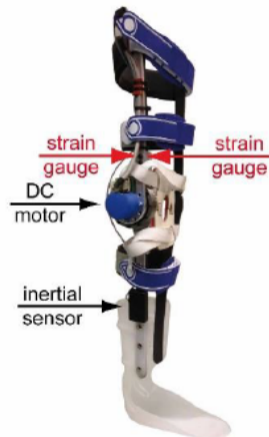
# Aplicación a la marcha asistida

	ÓRTESIS EMBEBIDAS		ÓRTESIS INDEPENDIENTES	
	CTC	INFRACTUADO	CTC	INFRACTUADO
buen seguimiento del movimiento	✓	✓	✓	✓
pares articulares sin ruido	✓		✓	
estimación de fuerzas de interacción			✓	✓

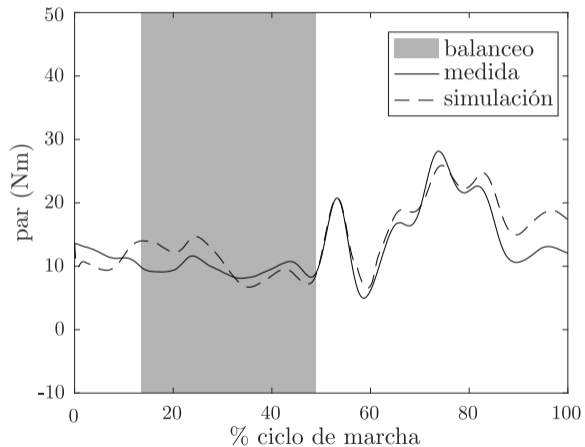
# Validación experimental

Por último se realizó una validación experimental de la capacidad de este método para estimar las fuerzas de interacción entre el sujeto y sus dispositivos asistivos.

- Para ello se colocó una galga extensométrica en la órtesis del sujeto lesionado medular unilateral.
- La órtesis se modeliza como mecanismo independiente.



# Validación experimental



# Discusión y conclusiones

- El CTC es un método útil para llevar a cabo el análisis dinámico directo a nivel esquelético de un movimiento adquirido, ya que proporciona un gran nivel de exactitud tanto en el movimiento como en las reacciones exteriores, y no requiere casi ningún esfuerzo para ajustar los valores de las ganancias.
- El método infractuado con modelo de contacto resulta poco robusto, especialmente en el caso de la marcha sana, e introduce ruido en los resultados. Es necesario, no obstante, probar otras referencias y configuraciones.
- La aplicación más interesante del análisis dinámico directo a nivel esquelético de una marcha grabada es la estimación de la interacción entre los segmentos corporales y dispositivos asistivos, que se ha demostrado factible experimentalmente.

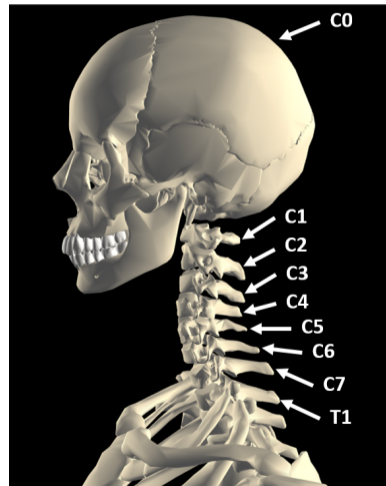
# Índice

- 1 Introducción
- 2 Modelos humanos y formulaciones multicuerpo para el análisis de la marcha
- 3 Análisis dinámico directo de la marcha
- 4 Modelo de cabeza-cuello para simulación de impacto balístico**
- 5 Conclusiones y trabajo futuro



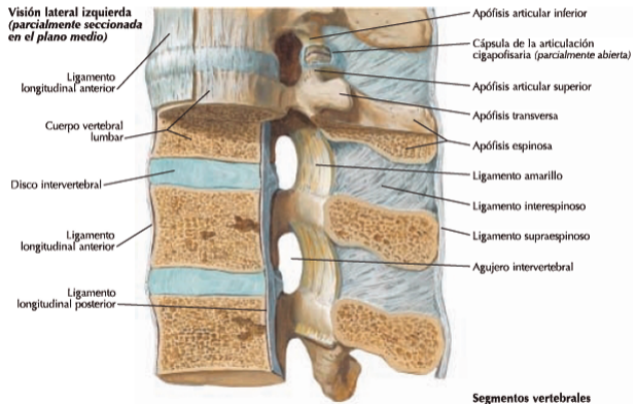
# Modelo

- El modelo consta de 8 sólidos:
  - Cabeza (C0).
  - Atlas (C1).
  - Axis (C2).
  - Vértebras cervicales C3 a C7.
- La cadena comienza en la primera vértebra torácica (T1), que se considera fija.
- Todas las juntas se modelizan como flotantes, permitiendo 6 grados de libertad relativos, con lo que el modelo tiene 48 grados de libertad.
- Se utiliza la formulación semi-recursiva (BIOLIM).



# Modelo

- Los sólidos del modelo están conectados por elementos de fuerza:
  - 6 discos intervertebrales, desde C2 hasta T1.
  - 76 músculos.
  - 82 ligamentos.
  - 25 contactos: facetarios, espinosos, occipitales y contacto del diente en C2.



# Modelo: referencias

## Huesos

Tesis doctorales de van der Horst y de Jager, modelo 3D humano realizado en Blender y escalado.

## Ligamentos

Tesis doctorales de van der Horst y Pintar

## Contactos

Monteiro et al. 2011

## Músculos

Tesis doctorales de Ye Ou y van der Horst, modelo de OpenSim de cabeza-cuello de Vasavada.

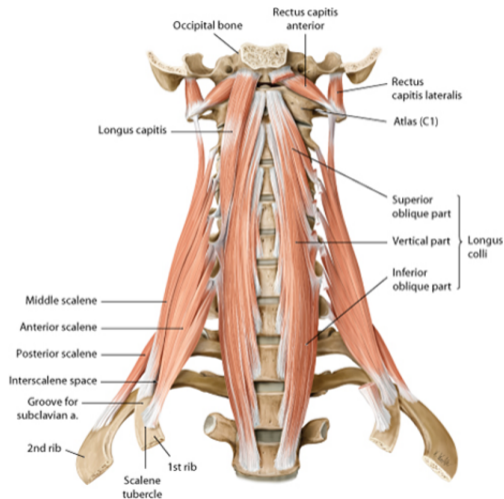
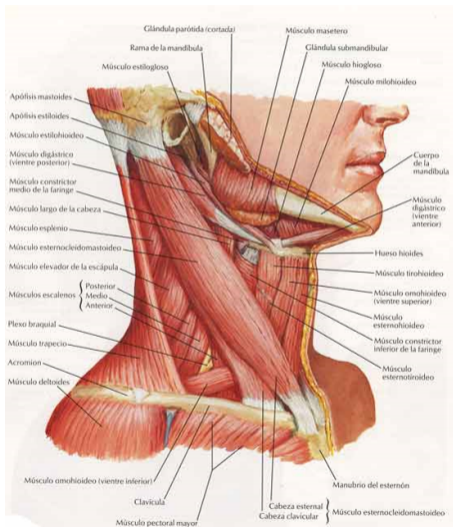
## Discos

Tesis doctoral de van der Horst

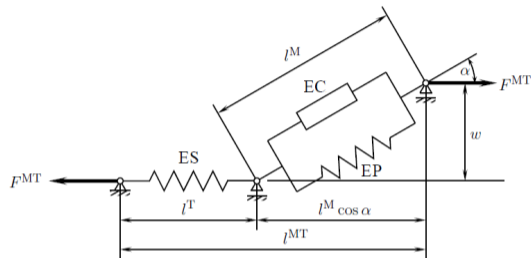
## Impacto de bala

González et al. 2017

# Modelo: músculos



# Modelo: músculos



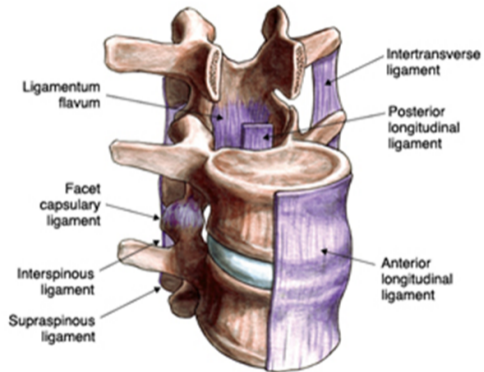
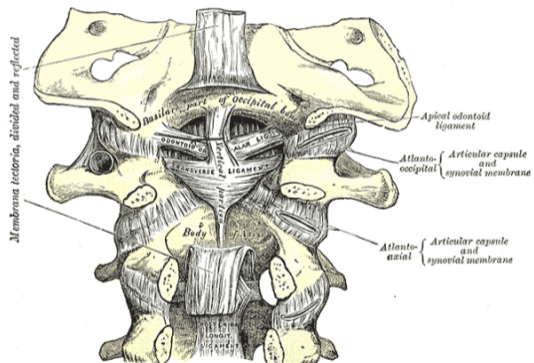
$$F^{MT} = F_{ES}^T = (F_{EC}^M + F_{EP}^M) \cos \alpha \quad (30)$$

$$F_{EC}^M = F_0^M a f_l(\bar{l}^M) f_v(\bar{v}^M) \quad (31)$$

$$\dot{a}(t) = f(a(t), u(t)) \quad (32)$$

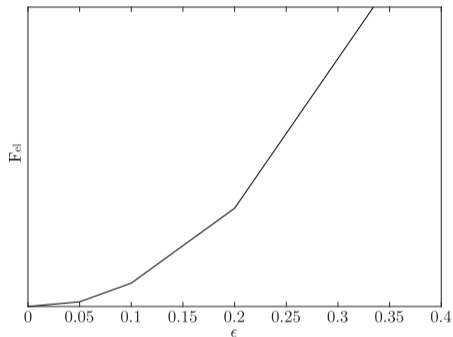
$$\dot{F}^{MT}(t) = f(F^{MT}(t), l^{MT}(t), v^{MT}(t), a(t)) \quad (33)$$

# Modelo: ligamentos



# Modelo: ligamentos

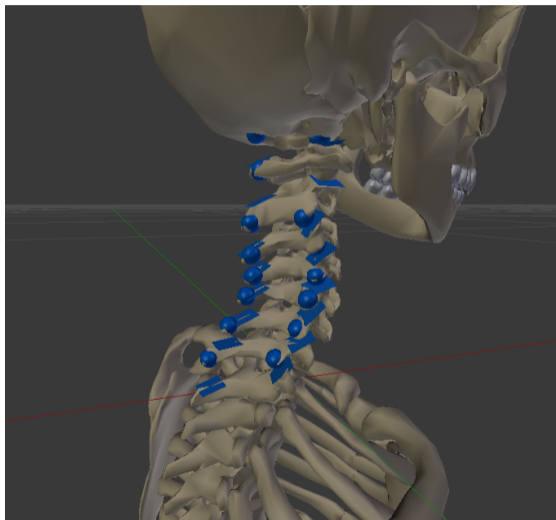
- Rigidez no lineal.
- Fuerza sólo a tracción.
- Comportamiento distinto en carga y descarga (Histéresis)



$$F_{lig}(\epsilon) = \begin{cases} F_{el}(\epsilon)(1 + C\dot{\epsilon}) & \text{para } \epsilon > 0 \text{ y } \dot{\epsilon} > 0 \text{ (carga)} \\ F_{el}(\epsilon) & \text{para } \epsilon \geq 0 \text{ y } \dot{\epsilon} \leq 0 \text{ (descarga)} \\ 0 & \text{para } \epsilon < 0 \end{cases} \quad (34)$$

# Modelo: contactos

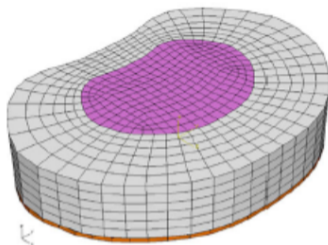
- Contactos esfera-plano sin fricción con modelo Lankarani-Nikravesh





# Modelo: discos

- Modelo resorte-amortiguador lineal.
- Desacoplado.
- Curvas de Camacho para extensión-flexión.



$$\begin{aligned}
 F_x(x) &= k_x(x - x_0) & + c_x \dot{x} \\
 F_y(y) &= k_y(y - y_0) & + c_y \dot{y} \\
 F_z(z) &= k_z(z - z_0) & + c_z \dot{z} \\
 M_x(\phi_x) &= k_{\phi_x}(\phi_x - \phi_{x0}) & + c_{\phi_x} \dot{\phi}_x \\
 M_y(\phi_y) &= A(e^{B(\phi_y - \phi_{y0})} - 1) & + c_{\phi_y} \dot{\phi}_y \\
 M_z(\phi_z) &= k_{\phi_z}(\phi_z - \phi_{z0}) & + c_{\phi_z} \dot{\phi}_z
 \end{aligned} \tag{35}$$

# Equilibrio inicial

Ligamentos y contactos facetarios (excepto los de C0-C1 y C1-C2) se consideran descargados



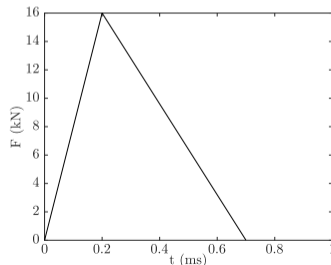
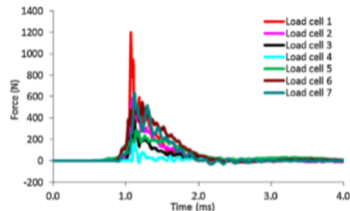
Equilibrio de los momentos (y fuerzas entre C0-C1 y C1-C2) mediante las fuerzas musculares, resolviendo un problema de optimización.



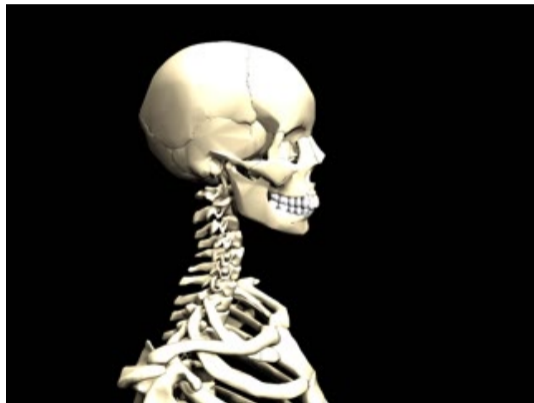
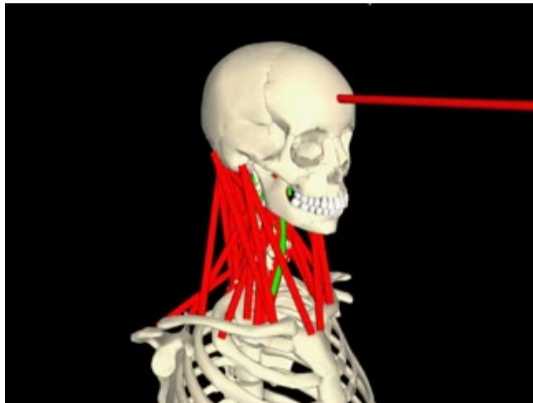
Ajuste de las fuerzas longitudinales y verticales mediante los discos.

# Simulación de impacto de bala

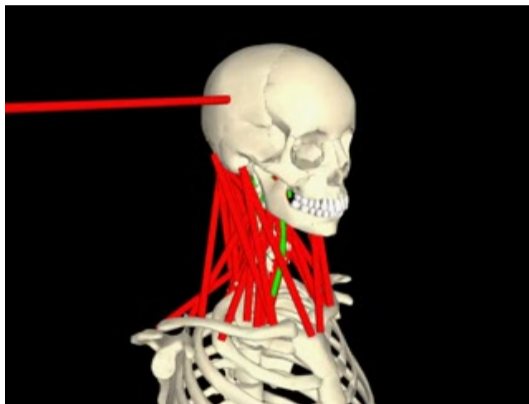
- El impacto de bala se modeliza como una ley de fuerza triangular en la cabeza.
- El integrador utilizado es un Euler simpléctico (semi-implícito), con un paso de tiempo de  $5 \mu\text{s}$ .
- En estas condiciones, el tiempo de simulación del modelo es 12 veces tiempo real.
- Simulación de impacto frontal y lateral.



# Simulación de impacto de bala: frontal



# Simulación de impacto de bala: lateral



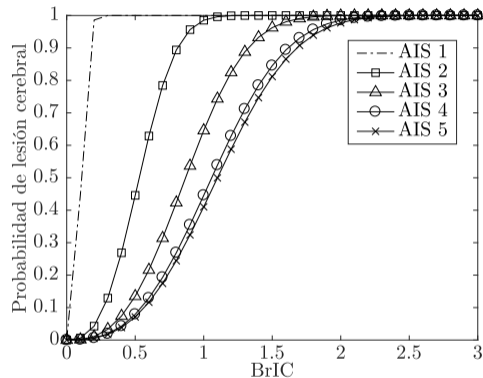
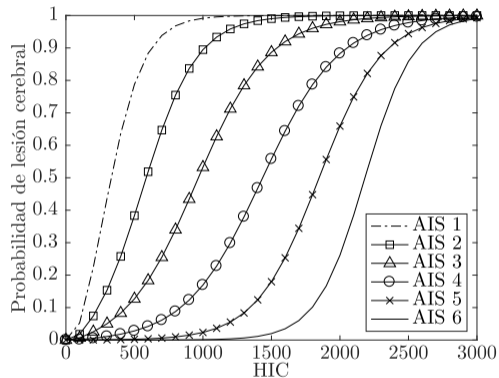
# Resultados

- Indicadores de probabilidad de lesión:
  - HIC: Head Injury Criteria
  - BrIC: Brain Injury Criteria
  - Rango fisiológico

$$HIC_{\Delta} = \max \left\{ \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\}, (t_2 - t_1) \leq \Delta \quad (36)$$

$$BrIC = \sqrt{\left( \frac{\max(|\omega_x|)}{\omega_{xC}} \right)^2 + \left( \frac{\max(|\omega_y|)}{\omega_{yC}} \right)^2 + \left( \frac{\max(|\omega_z|)}{\omega_{zC}} \right)^2} \quad (37)$$

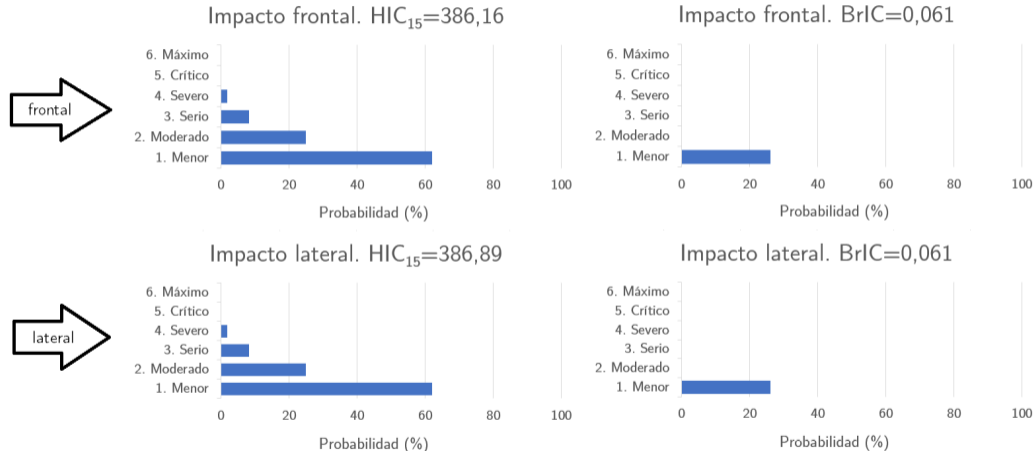
# Resultados: HIC y BrIC



## Niveles AIS de gravedad de lesión

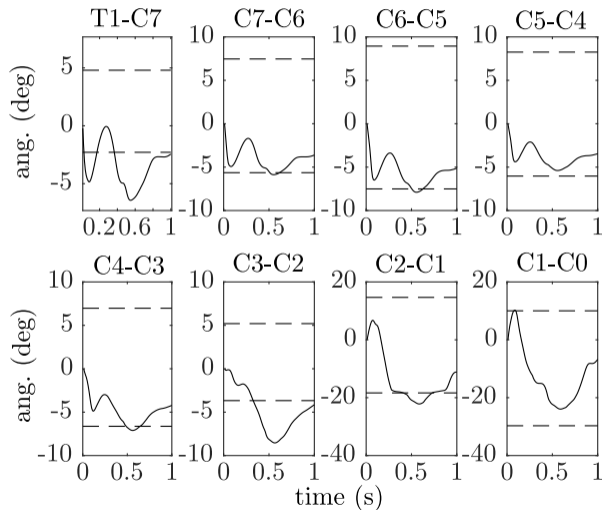
1 menor; 2 moderado; 3 serio; 4 severo; 5 crítico; 6 máximo

# Resultados: BrIC e HIC





# Resultados: rango fisiológico (impacto frontal)



# Conclusiones

- Se ha desarrollado un modelo detallado de cabeza-cuello, y se ha simulado con éxito su respuesta a un impacto de bala en la cabeza.
- Se ha propuesto un método sencillo de equilibrio inicial.
- Se utiliza una formulación topológica semi-recursiva implementada en C++ (BIOLIM), que resulta muy eficiente.
- Los resultados sugieren una probabilidad baja de sufrir una lesión moderada, y una probabilidad media de sufrir una lesión menor.
- No obstante, es precisa una calibración y validación del modelo con resultados experimentales.

# Índice

- 1 Introducción
- 2 Modelos humanos y formulaciones multicuerpo para el análisis de la marcha
- 3 Análisis dinámico directo de la marcha
- 4 Modelo de cabeza-cuello para simulación de impacto balístico
- 5 Conclusiones y trabajo futuro

# Conclusiones

- En esta tesis se ha aplicado el enfoque de dinámica directa a dos casos:
  - Análisis del movimiento de marcha, sana y asistida.
  - Simulación del conjunto cabeza-cuello ante impacto balístico.
- En cuanto al análisis de la marcha, se desarrollaron modelos multicuerpo tridimensionales y planos, de 3 sujetos; y se probaron distintas estrategias de control, totalmente actuadas e infractuadas. Se desarrollaron también modelos de contacto pie-suelo para el caso infractuado, en marcha sana y asistida.
  - El método CTC es el que proporciona mejores resultados para el análisis dinámico directo, ya que es preciso, robusto, y sencillo de ajustar.
  - El método infractuado es poco robusto y muy sensible a la elección del modelo de contacto, especialmente en el caso de marcha sana.
    - Esto sugiere que en el caso infractuado será preciso valorar otras referencias (salidas), prestando atención a los trabajos realizados en animación de caracteres virtuales.
  - El análisis de la marcha mediante dinámica directa se puede emplear con éxito para estimar las fuerzas de interacción entre un sujeto y sus dispositivos asistivos.

# Conclusiones

- En cuanto a las formulaciones, se puede concluir:
  - La formulación topológica semi-recursiva implementada en lenguaje C++ (BIOLIM) es muy eficiente para sistemas biomecánicos.
  - Esto la hace especialmente adecuada para problemas de cálculo intensivo como los de control óptimo.
  - Sería interesante desarrollar también en la librería las derivadas analíticas de la formulación.
- En cuanto a la simulación del conjunto cabeza-cuello, se desarrolló un modelo biomecánico detallado, y se simuló con éxito ante un impacto de bala en la cabeza, de forma eficiente. Se concluye:
  - Existe una cierta probabilidad de sufrir lesiones menores o moderadas.
  - Es preciso realizar una calibración y validación del modelo.

# Trabajo futuro

- Profundizar más en el cálculo de fuerzas de interacción entre sujetos lesionados y sus dispositivos asistivos, estableciendo protocolos de calibración y validación y mejorando los modelos.
- Investigación sobre métodos de control que se puedan aplicar al caso infractuado.
- Investigación sobre predicción de movimiento de marcha.
- Implementación de las derivadas analíticas de la formulación topológica semi-recursiva.
- Calibración y validación mediante experimentos del modelo cabeza-cuello para impactos balísticos.
- Evaluación del efecto de la reacción del sujeto al impacto una vez transcurrido el tiempo de reacción.

# Publicaciones derivadas de la realización de esta tesis

- Artículos de revista
  - Mouzo F., Lugrís U., Pàmies-Vilà R., Cuadrado J. Skeletal-level control-based forward dynamic analysis of acquired healthy and assisted gait motion. *Multibody System Dynamics*, 44(1), pp. 1-29, 2018. doi:10.1007/s11044-018-09634-4
- Comunicaciones en congresos nacionales
  - Mouzo F., González F., Lugrís U., Cuadrado J. Un modelo de cabeza-cuello para la simulación de impactos balísticos (Tercer Premio a la Mejor Comunicación de Investigación Aplicada). XXII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica (CNIM), Libro de resúmenes, p. 67; Libro de actas: Anales de Ingeniería Mecánica, Año 21, Septiembre 2018, pp. 27-40. Madrid, España, 2018.

# Publicaciones derivadas de la realización de esta tesis

## ■ Comunicaciones en congresos internacionales

- Cuadrado J., Lugrís U., Michaud F., Mouzo F. Role of multibody dynamics based simulation in human, robotic and hybrid locomotion benchmarking. IEEE-RAS Int. Conference on Humanoid Robots 2014. Póster. Madrid, España, 2014.
- Mouzo F., Lugrís U., Pàmies-Vilà R., Font-LLagunes J.M., Cuadrado J. Underactuated approach for the control-based forward dynamic analysis of acquired gait motions. ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics 2015. Barcelona, España, 2015.
- Mouzo F., Lugrís U., Cuadrado J., Font-LLagunes J.M., Alonso F.J. Evaluation of motion/force transmission between passive/active orthosis and subject through forward dynamic analysis. 3rd Int. Conference on Neurorehabilitation, ICNR 2016. La Granja, Segovia, España, 2016.
- Febrer-Nafria M., Mouzo F., Lugrís U., Fregly B.J., Font-Llagunes J.M. Optimal control prediction of a dynamically consistent walking motion for a spinal-cord-injured subject assisted by orthoses. 8th ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics. Praga, República Checa, 2017.
- Mouzo F., Lugrís U., Dopico D., Fregly B.J., Cuadrado J. Use of analytical derivatives in an optimal control algorithm for the residual elimination problem of gait. 8th ECCOMAS Thematic Conference on Multibody Dynamics. Praga, República Checa, 2017.
- Cuadrado J., Lugrís U., Mouzo F., Michaud F. Strain measurements in active orthoses for multibody model validation and control robustness improvement. IUTAM Symposium on Intelligent Multibody Systems: Dynamics, Control, Simulation. Invited lecture. Sozopol, Bulgaria, 2017.
- Lugrís U., Vilela R., Sanjurjo E., Mouzo F., Michaud F. Implementation of an extended Kalman filter for robust real-time motion capture using IR cameras and optical markers. IUTAM Symposium on Intelligent Multibody Systems: Dynamics, Control, Simulation. Sozopol, Bulgaria, 2017.
- Mouzo F., Lugrís U., Cuadrado J., Font-LLagunes J.M., Alonso F.J. Calibration and validation of a skeletal multibody model for leg-orthosis contact force estimation. 5th Int. Conference on Neurorehabilitation, ICNR 2018. Pisa, Italia, 2018.



# Análisis y simulación mediante dinámica directa de modelos multicuerpo humanos

Gracias por su atención