

# ROBOTICA



## Rehabilitación Robótica

Investigación, Desarrollos,  
Innovación, Certificación

Prof. Dra Cecilia García Cena  
[cecilia.garcia@upm.es](mailto:cecilia.garcia@upm.es)

# Contenido

- 1. Motivación**
- 2. Rehabilitación de Miembro Superior**
  - a) Justificación
  - b) Conocer al enemigo. Modelado y simulación
    - I. Modelo Óseo
    - II. Modelo Biomecánico
    - III. Conclusiones particulares
  - c) Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual
    - I. Sensores y Adquisición de datos
    - II. Actuadores eléctricos
    - III. Conceptualización y diseño mecánico
- 3. Mis “primeros pasos” con el Miembro Inferior**
- 4. Conclusiones y objetivos futuros.**

# 1. Motivación

✓ **Interés personal** por desarrollar tecnología médica (robótica) para la industria médica.

✓ **Brecha tecnológica.** La tecnología desarrollada en la academia NO llega a la sector sanitario:

→ Falta de equipos de investigación multidisciplinarios que permita hacer un abordaje real de problemas y soluciones.

→ Fase regulatoria compleja, costosa y lenta.

→ Tecnología compleja y costosa.

# 1. Motivación

## 1.2 Acuerdos de colaboración

*No se puede generar tecnología de uso médico, sin médicos*

Hospital Universitario  
Infanta Sofía

 Comunidad de Madrid

Hospital Universitario  
12 de Octubre

**HM**  
HOSPITALES

**CLÍNIC**  
BARCELONA  
Hospital Universitari

 HOSPITAL DE LA  
SANTA CREU I  
**SANT PAU**  
UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA

 **INCLIVA**  
Instituto de Investigación Sanitaria

 **Valdecilla**  
Instituto de  
Investigación  
Sanitaria **IDIVAL**

 **UAM**  
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA  
DE MADRID

 Facultad  
de Medicina

 **Vall d'Hebron**  
Hospital



## Contenido

1. Motivación
- 2. Rehabilitación de Miembro Superior**
  - a) **Justificación**
  - b) Conocer al enemigo. Modelado y simulación
    - I. Modelo Óseo
    - II. Modelo Biomecánico
    - III. Conclusiones particulares
  - c) Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual
    - I. Sensores y Adquisición de datos
    - II. Actuadores eléctricos
    - III. Conceptualización y diseño mecánico
3. Mis “primeros pasos” con el Miembro Inferior
4. Conclusiones y objetivos futuros.

# Rehabilitación de Miembro Superior

## a) Justificación



Hospital Universitario  
Infanta Sofía  
Comunidad de Madrid



## Servicio de Rehabilitación

- ✓ 6 Médicos Rehabilitadores
- ✓ 20 Fisioterapeutas
- ✓ 1 Terapeuta Ocupacional
- ✓ 4000 m<sup>2</sup> distribuidos en dos plantas
- ✓ 5000 pacientes.

Rehabilitación **Aparato Locomotor**, Cardíaca, Ginecológica/Suelo Pélvico, Infanto-juvenil, Intervencionista-Ecoguiada / Onda de choque, Linfedema / Oncológica, **Neurológica**, Ortopédica y Ayudas técnicas, Orto geriátrica, Respiratoria.

# Rehabilitación de Miembro Superior

## a) Justificación



Hospital Universitario  
Infanta Sofía



- Servicio con alta demanda → 800 hombros/año.
- Sanidad concertada.
- Capacidad máxima de RH
- Aumento del 20% de la demanda desde su creación.
  
- FUTURO PREOCUPANTE → Envejecimiento de la población

## 2. Rehabilitación de Miembro Superior

### a. Justificación

1. **Aumento del número de lesiones de miembro superior.**
2. Sanidad tiene centros concertados, pero están saturados de la misma manera.
3. **Equipo del SR del HUIS → Robot de Rehabilitación del MS**
  - ✓ Portable (que se lo lleve el paciente a casa)
  - ✓ Bajo coste (para tener muchos)
  - ✓ Adaptable al paciente y a la patología (que valga para todos)
  - ✓ Fácil de usar (que no nos complique)



Dispositivo	Desarrollador	Referencia	GDL	Partes del MS	Tipo de control	Aplicación	Sensores	Topología
ALEx	Kinetek-WR	[133][154]	6	Hombro, codo y muñeca	Impedancia	Neurorehabilitación	Posición, velocidad y fuerza	Serial
ARMin II/III	ETH Zurich	[114][122][150]	7	Hombro, codo y muñeca	PID, Admitancia e Impedancia	Ictus	Posición, velocidad y fuerza	Serial
ARMin IV/V	ETH Zurich	[75][85]	7	Hombro, codo y muñeca	Compensación adaptativa en línea	Neurorehabilitación	Posición, velocidad y fuerza	Serial
CADEN-7/EXO-UL	University of Washington	[130][153][161]	7	Hombro, codo y muñeca	Impedancia y Admitancia	Neurorehabilitación	Posición y EMG	Serial con cables
CAREX	Columbia University	[106][107][108][109][110]		Hombro, codo y muñeca	Admitancia y tensión de cables	Ictus	IMUs y fuerza	Paralelo con cables
L-EXOS	Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa	[39][40][41]	8	Hombro, codo y muñeca	PID y Admitancia	Ictus	Posición y velocidad	Serial con cables
NEUROExos	Scuola Superiore Sant'Anna, Pisa	[92][93][174]	4	Hombro y codo	EMG y proporcional	Neurorehabilitación	Posición y EMG	Serial
RUPERT	University of Arizona	[6][62][165][176]	5	Hombro, codo y muñeca	PID e ILC	Ictus	Posición y velocidad	Serial
Pneu-WREX	University of Padua	[157][148]	5	Hombro, codo y mano	Adaptativo deslizante	Ictus	Posición lineal y angular, y aceleración	Serial

# Rehabilitación de Miembro Superior

## a) Justificación

- **Cada vez hay más investigación** en robots rehabilitadores para el MS (hombro y codo), pero no pasan del TRL 5-6.
- Robots comerciales son **caros** → inversión no amortizable. No resuelve el problema de demanda del servicio. ( ArmeoPower Hocoma 300.000€ )
- **Ninguna o muy baja adaptación** al paciente y a la patología.
- **Escasos ensayos** clínicos reportados y centrados en ICTUS
- Intentan mantener la concentración del paciente pero **no miden eficiencia**.
- **Baja aceptabilidad** por parte del paciente.
- **Baja aceptabilidad** por el staff de rehabilitación

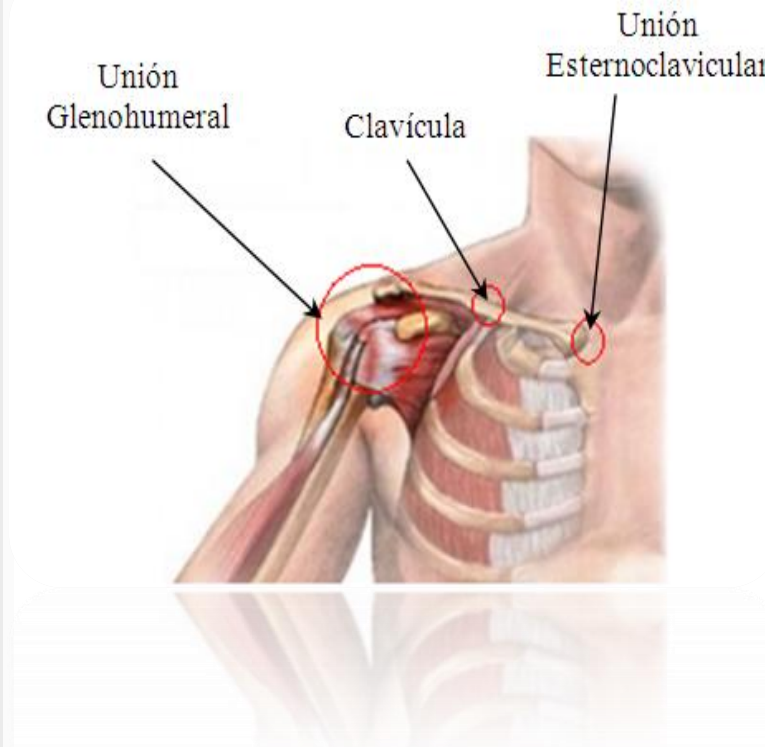
# Contenido

1. Motivación
2. Rehabilitación de Miembro Superior
  - a) Justificación
  - b) Modelado y simulación**
    - I. Modelo Óseo**
    - II. Modelo Biomecánico
    - III. Conclusiones particulares
  - c) Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual
    - I. Sensores y Adquisición de datos
    - II. Actuadores eléctricos
    - III. Conceptualización y diseño mecánico
3. Mis “primeros pasos” con el Miembro Inferior
4. Conclusiones y objetivos futuros.

# Rehabilitación de Miembro Superior

## b. Modelado Óseo

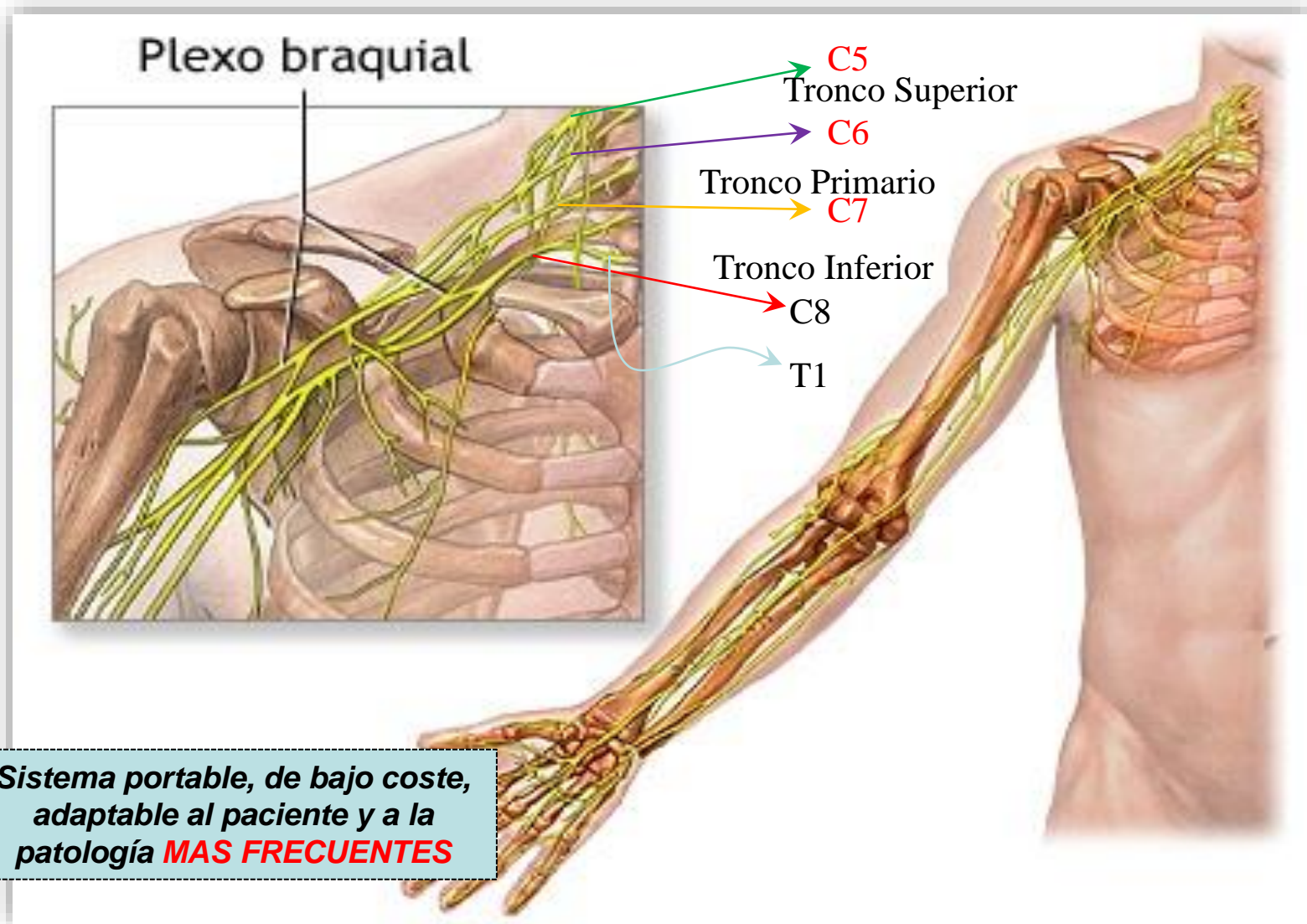
### Arquitectura ósea



- Hombro: una de las articulaciones con mayor movilidad del cuerpo humano.
- Ciencia médica: problema abierto ¿13, 14, 15, 16 DoF?
- Modelo complejo porque DoF médicos **NO** son DoF robótica.
- Se omitió la rotación axial de la clavícula (no es un DoF desde el punto de vista de la Robótica)
- Se omitió la traslación de la escápula (ídem)

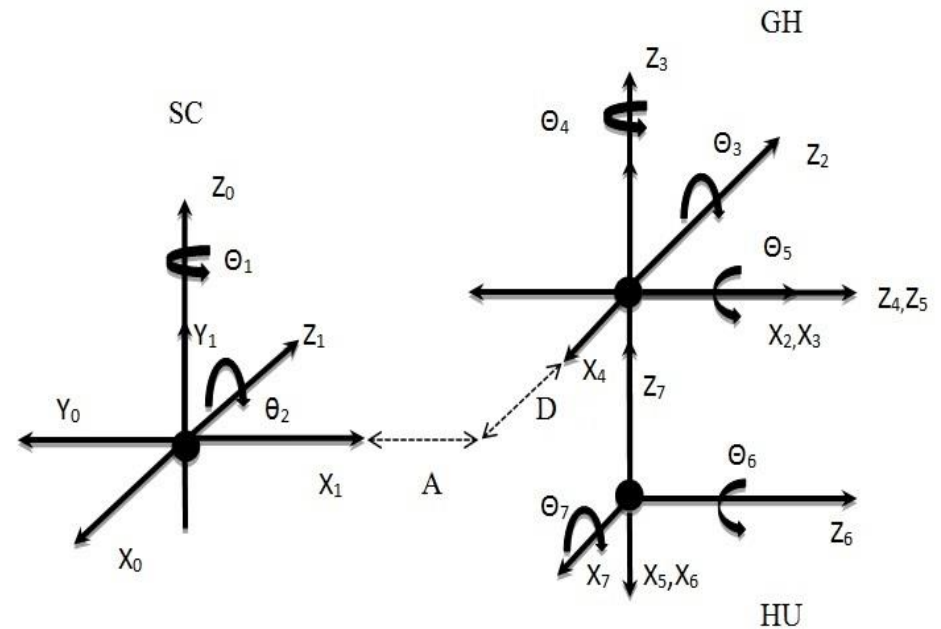
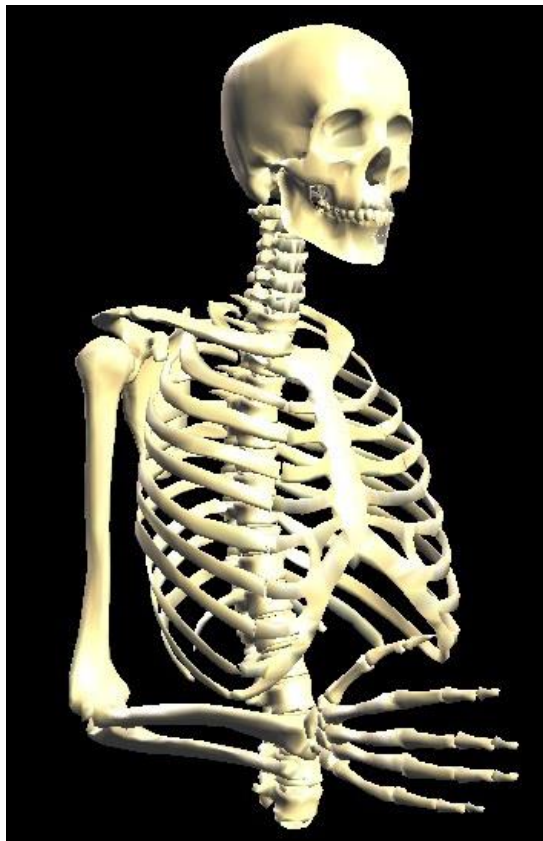


# Rehabilitación de Miembro Superior



# Rehabilitación de Miembro Superior

## b. Modelado Óseo



Modelo Óseo = 2DoF **SC** + 3 DoF **GH** + 2 DoF **E**

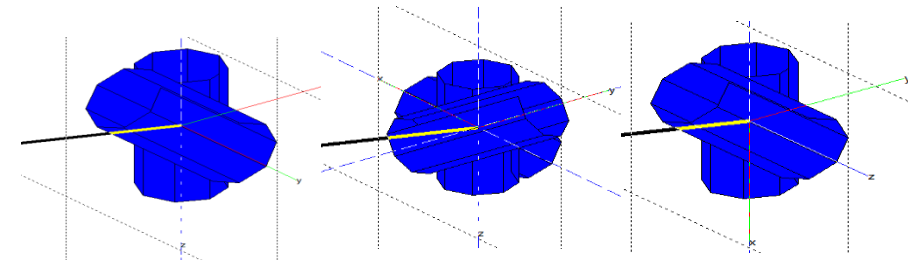
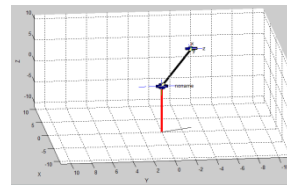
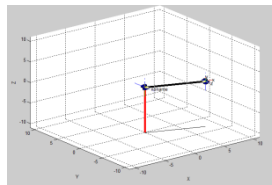
**M.O. Miembro Superior ~ 7 DoF**

# Rehabilitación de Miembro Superior

## b. Modelado Oseo

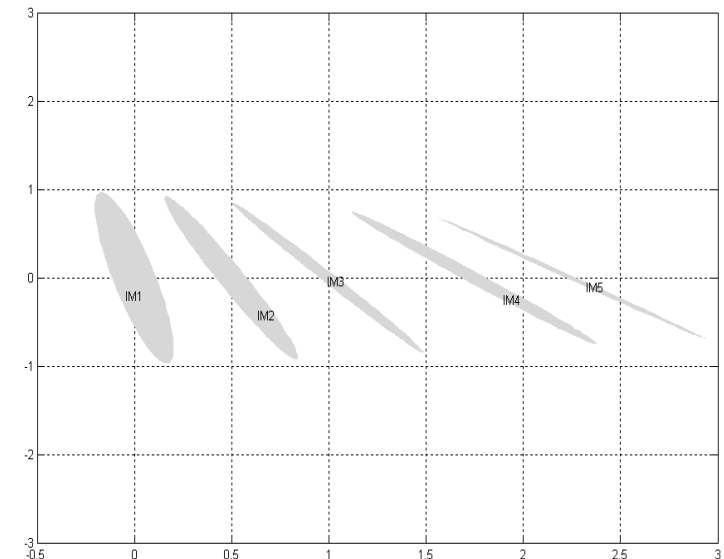
### Análisis de movimiento unión 2-SC y 3-GH

#### a) Posición



#### b) Velocidad → Matriz Jacobina y Elipsoides de V/F

Variable Articular $q_1$	Variable Articular $q_2$	Eje Mayor $\sigma_1 U_1$	Eje Menor $\sigma_2 u_2$	Índice de Manipulabilidad $w$
-80°	-70°	0.9812	0.1126	1.4029e-006
-70°	-70°	0.9812	0.076	1.8583e-006
-60°	-70°	0.9808	0.048	7.3367e-007
-50°	-70°	0.9803	0.028	1.3949e-006
-45°	-70°	0.980	0.028	8.9465e-007





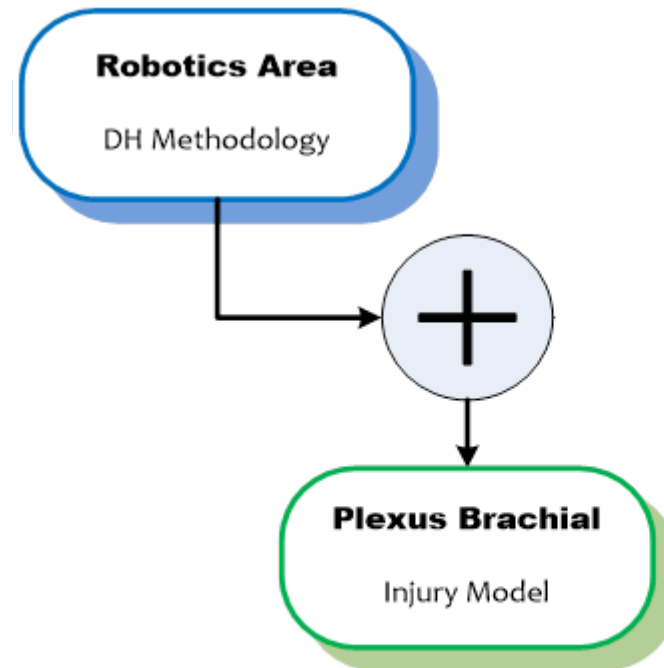
# Contenido

1. Motivación
2. Rehabilitación de Miembro Superior
  - a) Justificación
  - b) Conocer al enemigo. Modelado y simulación**
    - I. Modelo Óseo
    - II. Modelo Biomecánico**
    - III. Conclusiones particulares
  - c) Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual
    - I. Sensores y Adquisición de datos
    - II. Actuadores eléctricos
    - III. Conceptualización y diseño mecánico
3. Mis “primeros pasos” con el Miembro Inferior
4. Conclusiones y objetivos futuros.



# Rehabilitación de Miembro Superior

## c. Modelado biomecánico



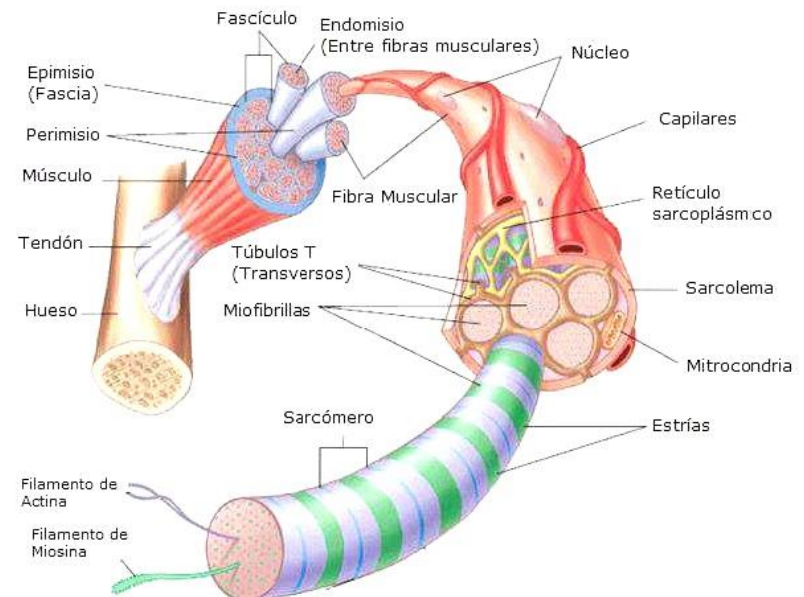
# Rehabilitación de Miembro Superior

## c. Modelado biomecánico

- Unidades músculo-tendón.
- Cada extremo del músculo se inserta al hueso a través de los tendones → no tienen propiedades contráctiles activas.
- Los músculos son el elemento contráctil y los tendones el elemento elástico en serie.
- Las fuerzas producidas por las contracciones musculares se transmiten al hueso.

### Propiedades

- Frecuencia de contracción
- Par muscular
- Fuerza muscular
- Efecto de la temperatura y fatiga



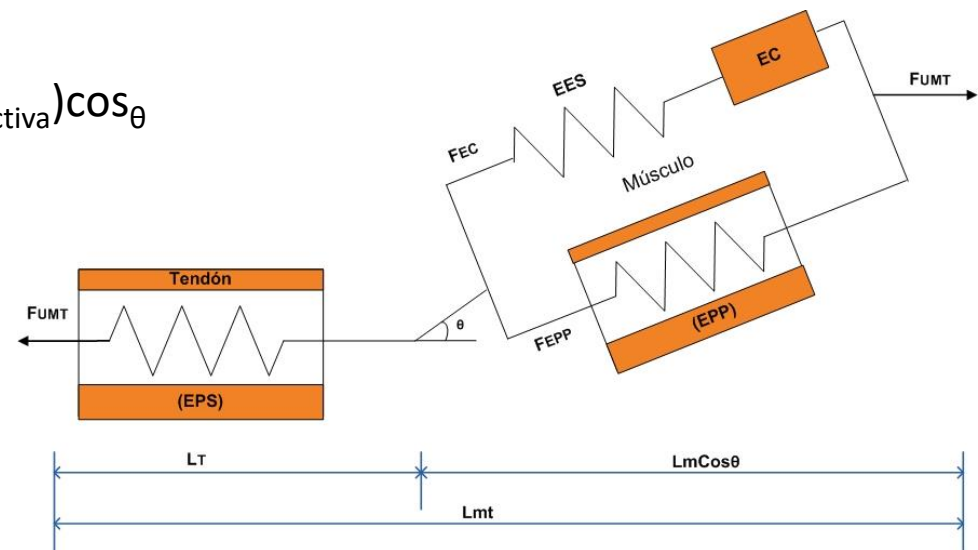
# Rehabilitación de Miembro Superior

## c. Modelado biomecánico

### Modelo Músculo-Esquelético

$$F_{UMT} = F_{EPP} + F_{EC} = (F_{Pasiva} + F_{Activa})\cos\theta$$

$$L_{MT} = L_T + L_M\cos\theta$$



- Elemento contráctil (EC): generación de fuerza activa
- Elemento elástico en serie (EES): elasticidad interna del músculo
- Elemento pasivo en paralelo (EPP): resistencia al alargamiento
- Elemento pasivo en serie (EPS): elasticidad del tendón

# Rehabilitación de Miembro Superior

## c. Modelado biomecánico

- ❑ **Fuerza pasiva:** corresponde a la resistencia que presenta el tejido ante la deformación y es el resultado de las propiedades viscosas y elásticas del músculo, y las elásticas del tendón.

$$F_{pasiva} = f_{pl1} + f_{\alpha} * f_{pl2}$$

- ❑ **Fuerza activa:** causa la contracción muscular.

$$F_{activa} = F_0 * f_l * f_{vel} * f_{\alpha}$$

donde,

$f_{pl1}$  representa la visco – elasticidad del músculo

$f_{pl2}$  representa las propiedades elásticas del músculo

$F_0$  es la fuerza isométrica máxima

$f_l$  es la relación fuerza – longitud

$f_{vel}$  es la relación fuerza – velocidad

$f_{\alpha}$  es la relación fuerza – señal de activación



# Rehabilitación de Miembro Superior

## c. Modelado biomecánico



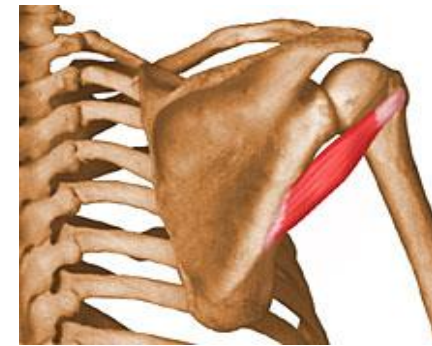
Deltoides



Supraespinoso



Infraespinoso



Redondo menor



Bíceps braquial



Braquiorradial



Braquial



Supinador

# Rehabilitación de Miembro Superior

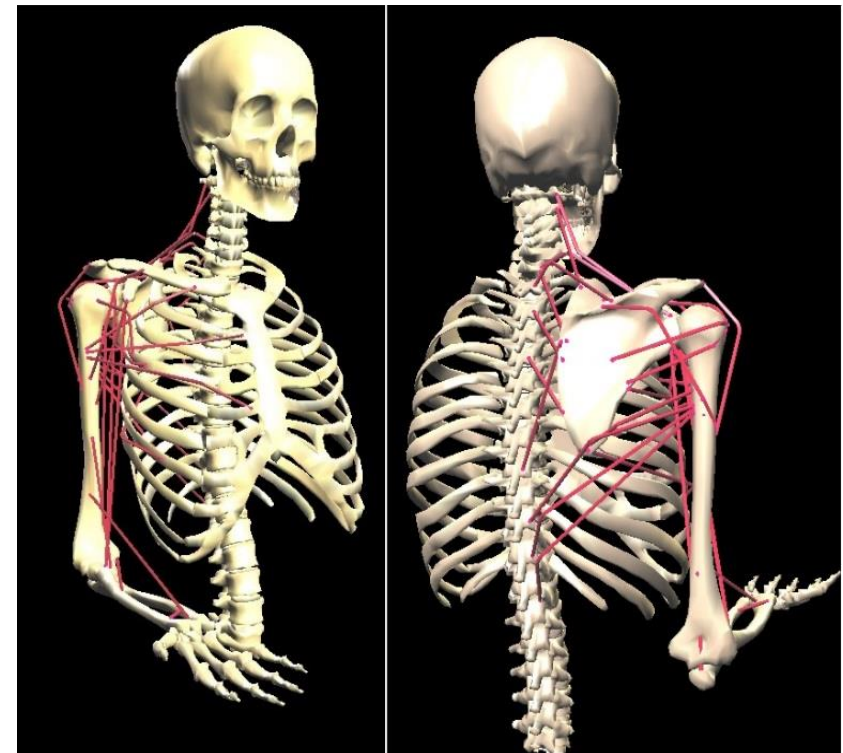
Table 1 - Muscle architecture

Muscle	Mass (g)	Optimal fascicle length (cm)	Optimal tendon length (cm)	Maximal muscle-tendon length (cm)
Biceps short	161.4	14	13.5	34
Biceps long	170	11	17	34
Brachialis	284	10	3	16
Brachioradialis	112	19	6	31
Coracobrachialis	80	9.3	9.7	21.2
Deltoid clavicular	124	14.7	2	21.2
Deltoid acromial	377	6.7	8.6	18.2
Deltoid scapular	300	17	5.9	24.1
Latissimus dorsi thoracic	183.2	25.4	12	42.1
Latissimus dorsi lumbar	183.2	34.8	19.9	56
Latissimus dorsi iliac	183.2	27.9	14	57.2
Levator scapulae	72	9	0.9	12.04
Infraspinatus	226	6.8	5.6	15.3
Pectoralis major clav	235	22.6	2.9	28.9
Pectoralis major stern	243.3	16.6	9	32.2
Pectoralis major ribs	198	17.8	9.6	34.3
Pronator quad	25	2.4	2.2	5
Pronator teres	80	7.9	5	13
Rhomboid minor	118	8.5	0.4	9.1
Rhomboid major (T1-T2)	72.3	6.8	0.7	7.91
Rhomboid major (T3-T4)	45.5	7	0.2	7.5
Serratus anterior superior	92.2	10	0.27	12.24
Serratus anterior middle	71.7	13	0.75	19.32
Serratus anterior inferior	195	17	0.01	17.8
Subscapularis	318.5	8.7	3.3	13.1
Supinator	58	3.7	2	6.5
Supraspinatus	90	6.6	4.08	14.5
Teres minor	39	5.7	4.6	12.6
Teres major	232	14	5.8	21
Triceps long	290	18	11	31
Triceps medial	204	10	0.3	12
Triceps lateral	518	14	10	25
Trapezius (C1-C6)	116.2	13	0.48	14.1
Trapezius (C7)	77.5	13	0.6	14
Trapezius (T1)	67	10.5	0.3	11.4
Trapezius (T2-T7)	197.2	13.5	0.4	14

## c. Modelado biomecánico

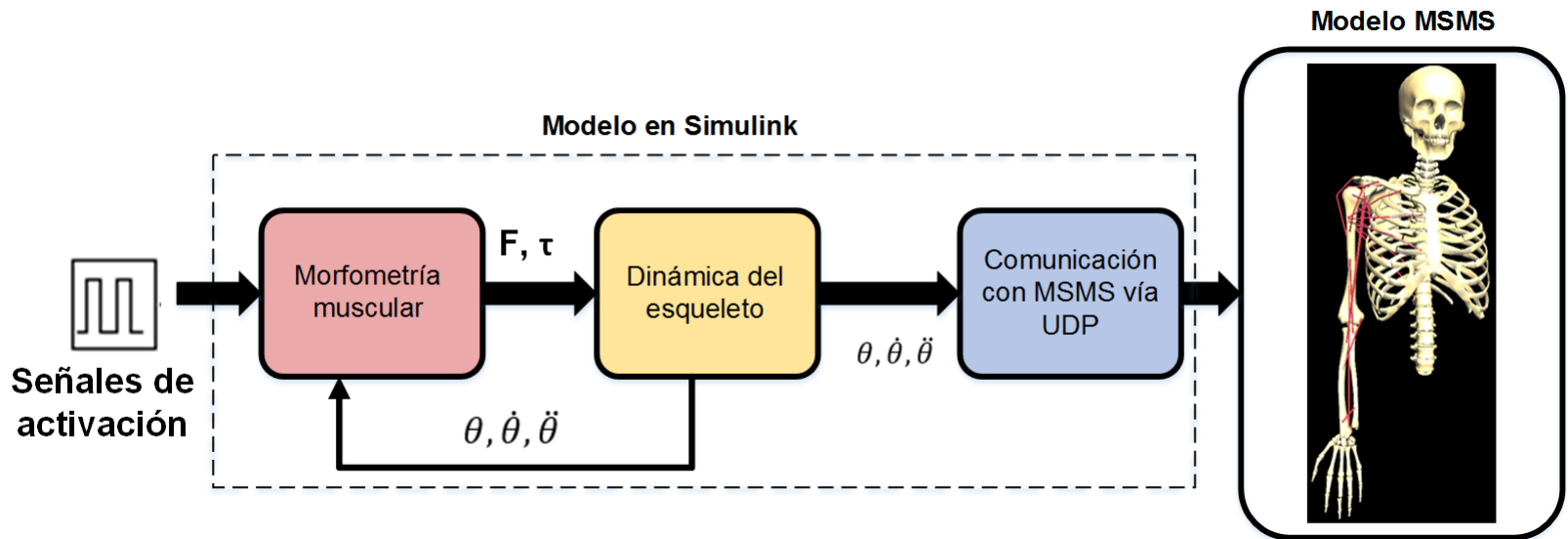
**21 Músculos y 33 Segmentos**

**MSMS -- MatLab**

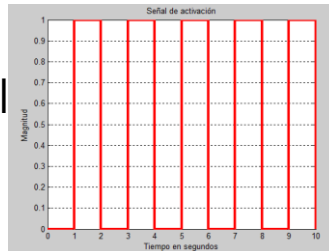


# Rehabilitación de Miembro Superior

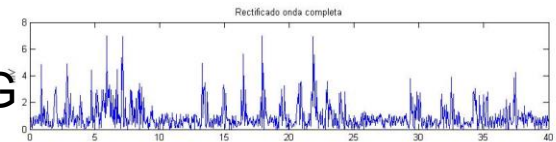
## c. Modelado biomecánico



FES: Functional Electrical Stimulation



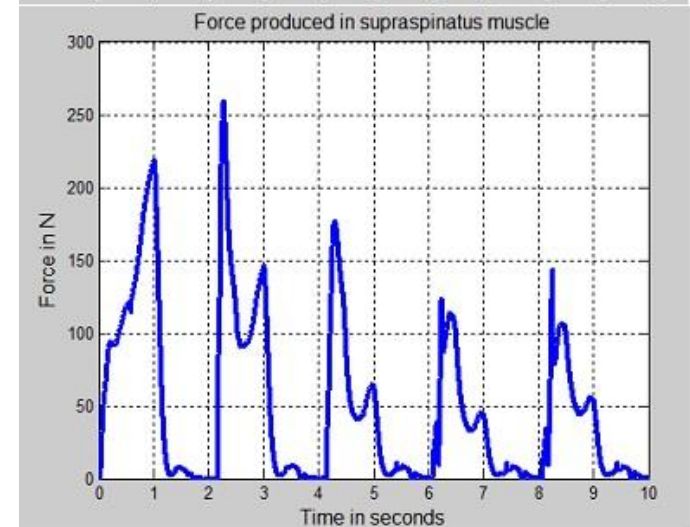
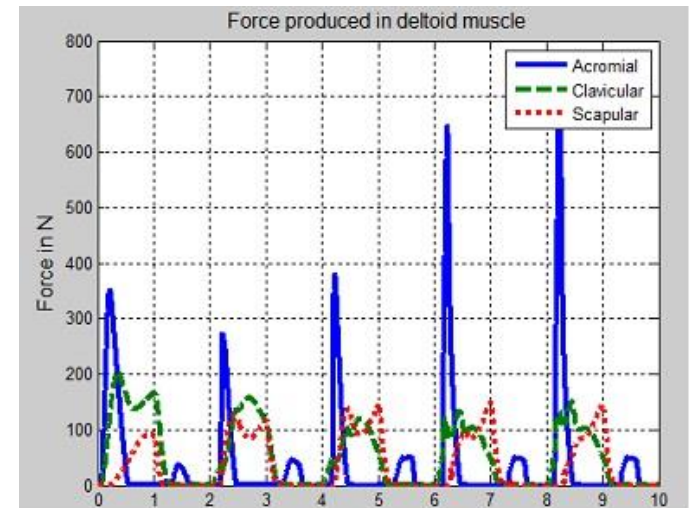
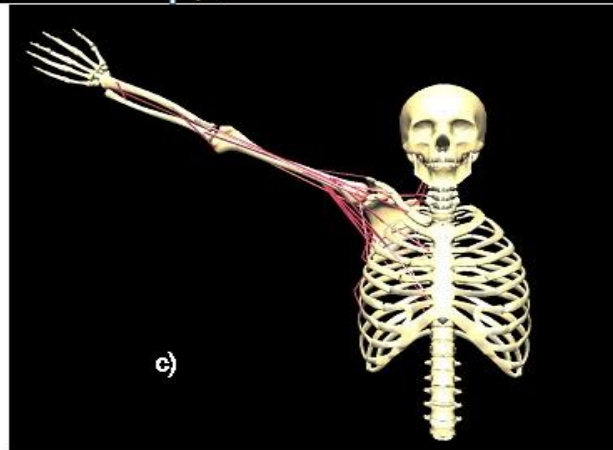
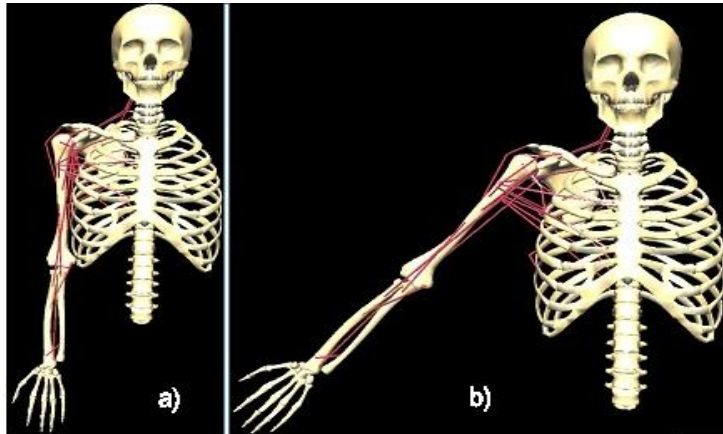
sEMG





# Rehabilitación de Miembro Superior

## c. Modelado biomecánico

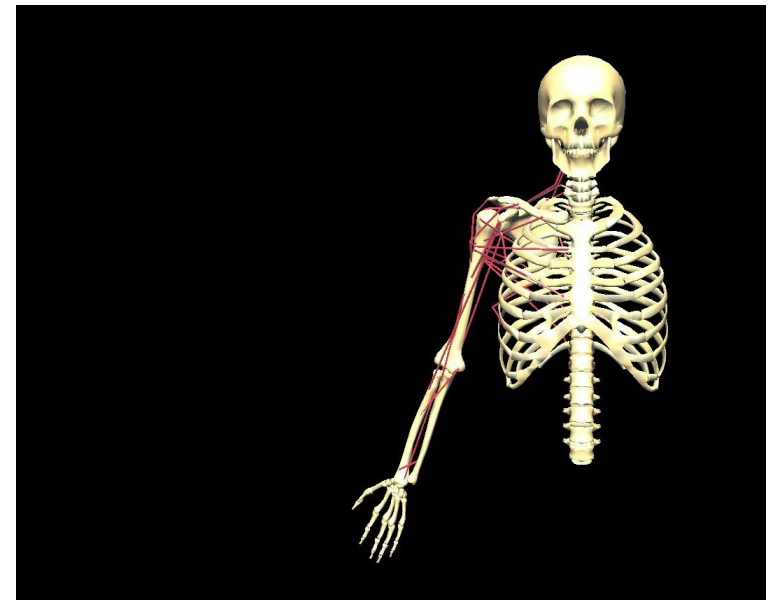
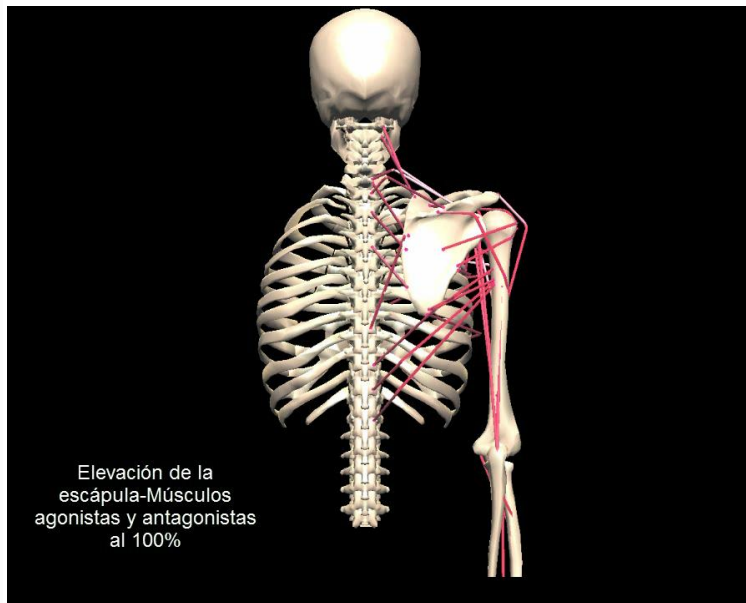




# Rehabilitación de Miembro Superior

## c. Modelado biomecánico

### Paciente Virtual



# Contenido

1. Motivación
2. Rehabilitación de Miembro Superior
  - a) Justificación
  - b) Conocer al enemigo. Modelado y simulación**
    - I. Modelo Óseo
    - II. Modelo Biomecánico
    - III. Algunas Conclusiones**
  - c) Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual
    - I. Sensores y Adquisición de datos
    - II. Actuadores eléctricos
    - III. Conceptualización y diseño mecánico
3. Mis “primeros pasos” con el Miembro Inferior
4. Conclusiones y objetivos futuros.

# Rehabilitación de Miembro Superior

## c. Conclusiones

1. **Somos capaces** de hacer un mecanismo que estratégicamente realice algunos movimientos relevantes ..... Movimientos de la vida diaria.
2. **No somos capaces** de hacer un mecanismo que valga para todo paciente ni para todas las patologías.
3. No nos corresponde a nosotros decidir qué pacientes podrán usar la máquina, cómo y en qué condiciones. Solo daremos máximos y mínimos.
4. **Somos capaces** de cuantificar objetivamente cómo evoluciona el proceso de rehabilitación.
5. **Somos capaces de abordar la etapa de diseño del robot**

# Contenido

1. Motivación
2. Rehabilitación de Miembro Superior
  - a) Justificación
  - b) Conocer al enemigo. Modelado y simulación
    - I. Modelo Óseo
    - II. Modelo Biomecánico
    - III. Conclusiones particulares
  - c) **Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual**
    - I. **Sensores y Adquisición de datos**
    - II. Actuadores eléctricos
    - III. Conceptualización y diseño mecánico
3. Mis “primeros pasos” con el Miembro Inferior
4. Conclusiones y objetivos futuros.



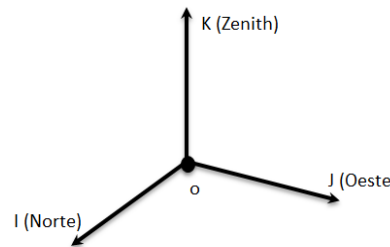
# Desarrollo del Exoesqueleto

## i. Sensores y Adquisición de datos

**ProMove 3D**  
Feel the eMotion!



*Sensor Comercial de Captación de Movimiento (9 DoF)*  
**1200 €**

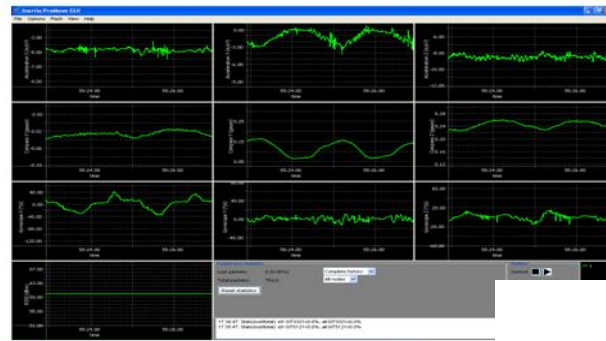


$$R_{31} = RK_i = -sen\theta$$
$$\theta = -sen^{-1}(Rk_i)$$
$$\phi = a \tan 2\left(\frac{R_{21}}{\cos \theta}, \frac{R_{11}}{\cos \theta}\right)$$
$$\psi = a \tan 2(K_j, K_k)$$

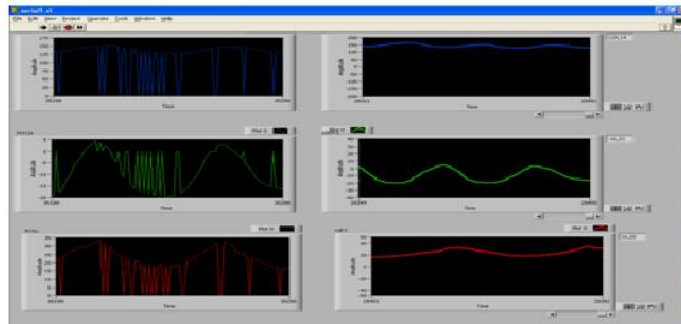
*Sensor Comercial de Captación de Movimiento (9 DoF)* **100 €**

# Desarrollo del Exoesqueleto

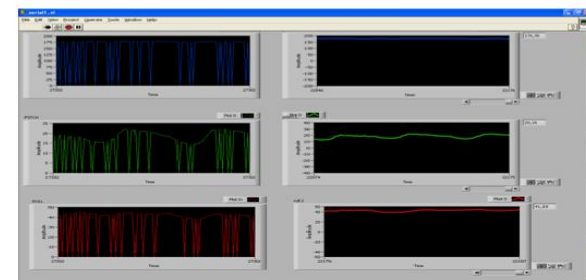
## i. Sensores y Adquisición de datos



## Movimiento Vía Homolateral



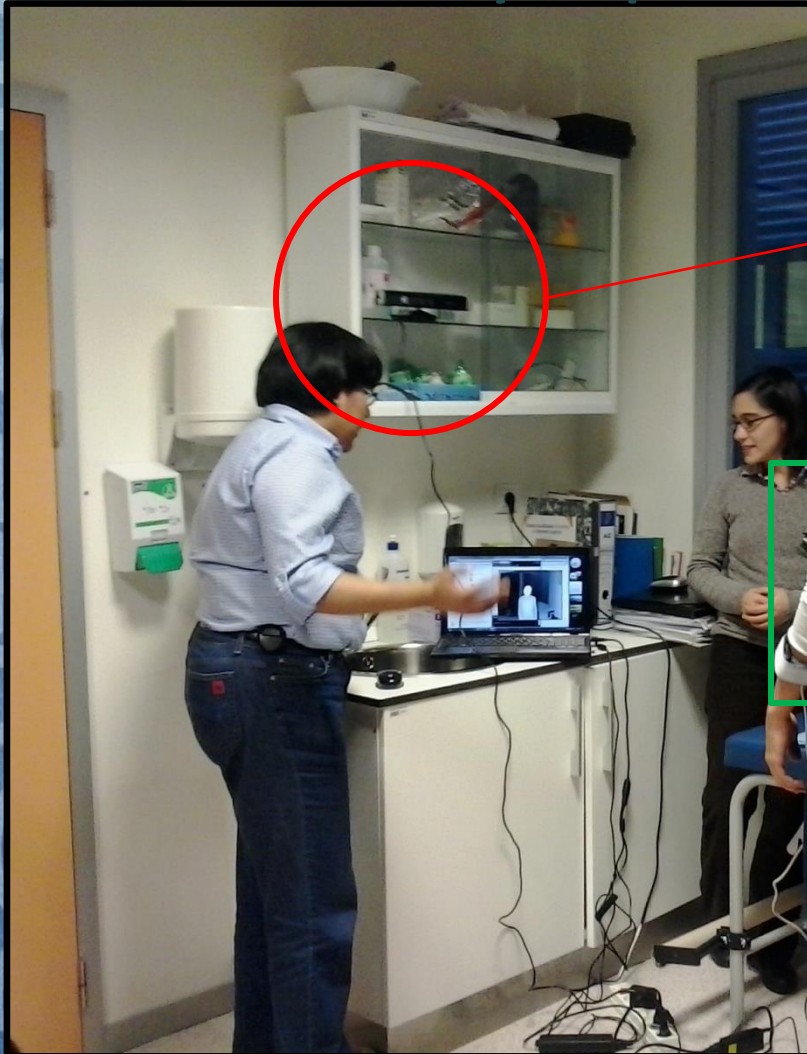
## Movimiento Vía Posterior





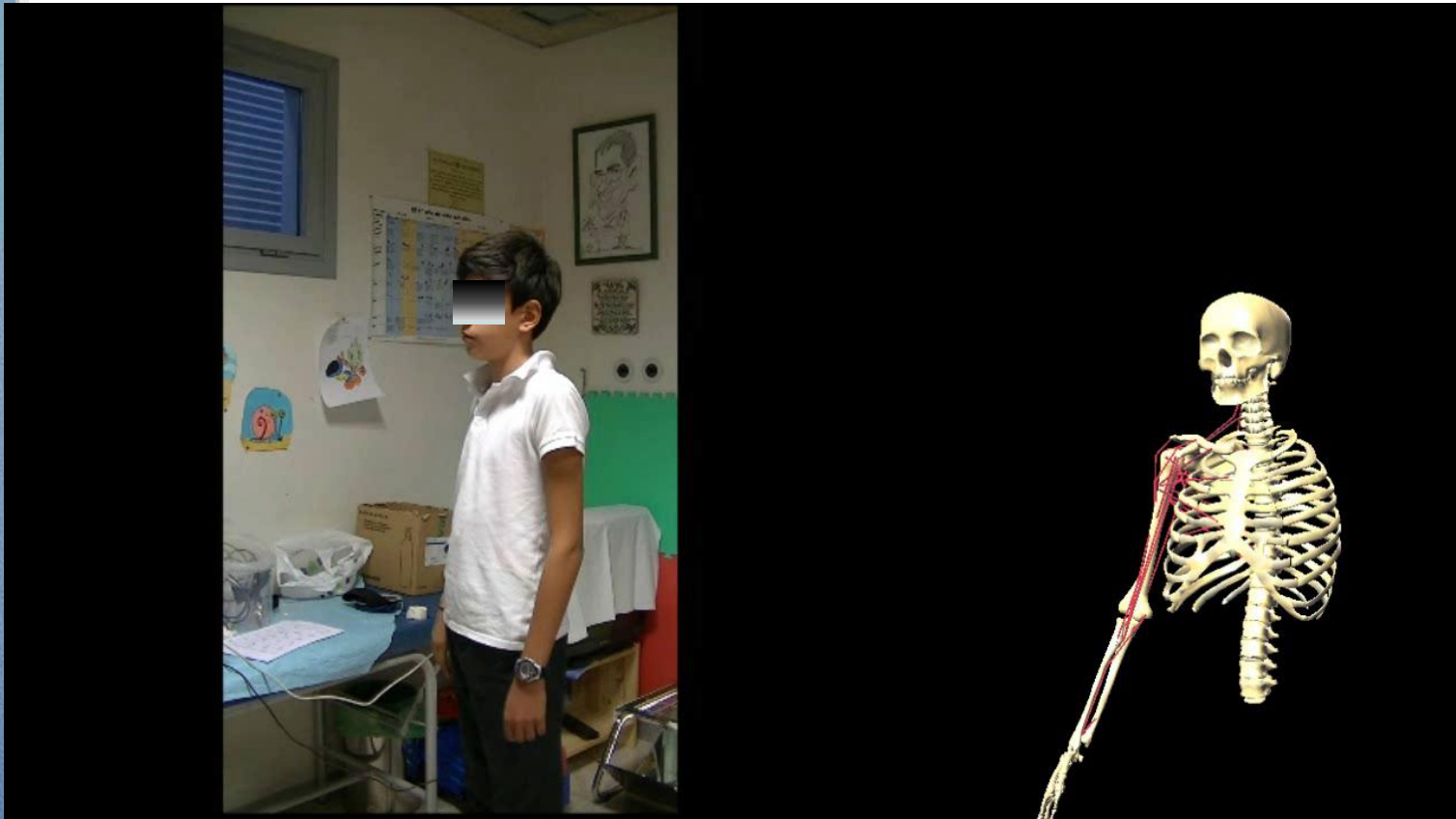
# Desarrollo del Exoesqueleto

## i. Sensores y Adquisición de datos



# Rehabilitación de Miembro Superior

## i. Sensores y Adquisición de datos





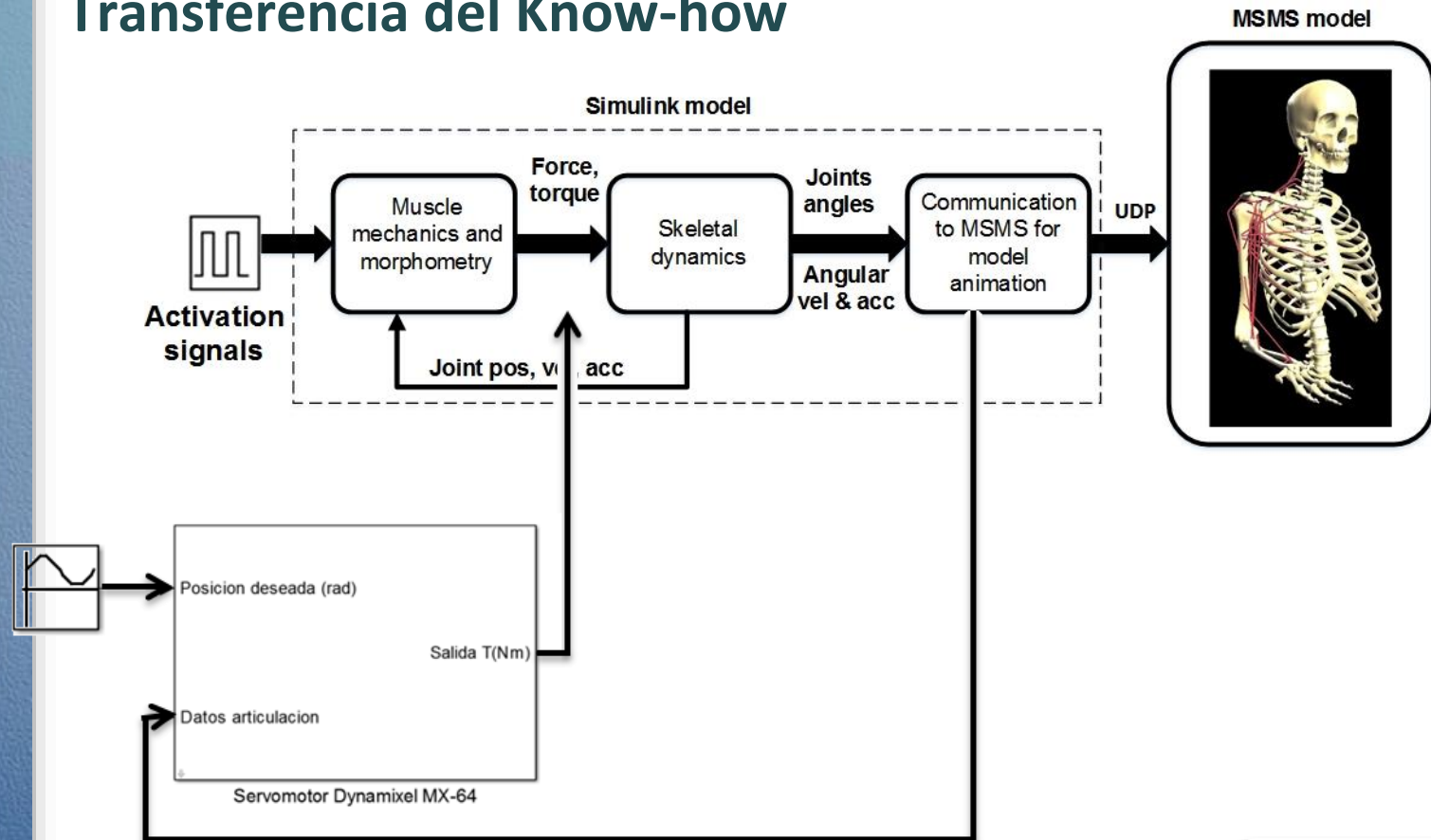
# Contenido

1. Motivación
2. Rehabilitación de Miembro Superior
  - a) Justificación
  - b) Conocer al enemigo. Modelado y simulación
    - I. Modelo Óseo
    - II. Modelo Biomecánico
    - III. Conclusiones particulares
  - c) **Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual**
    - I. Sensores y Adquisición de datos
    - II. Actuadores eléctricos**
    - III. Conceptualización y diseño mecánico
3. Mis “primeros pasos” con el Miembro Inferior
4. Conclusiones y Avances en....

# Desarrollo del Exoesqueleto

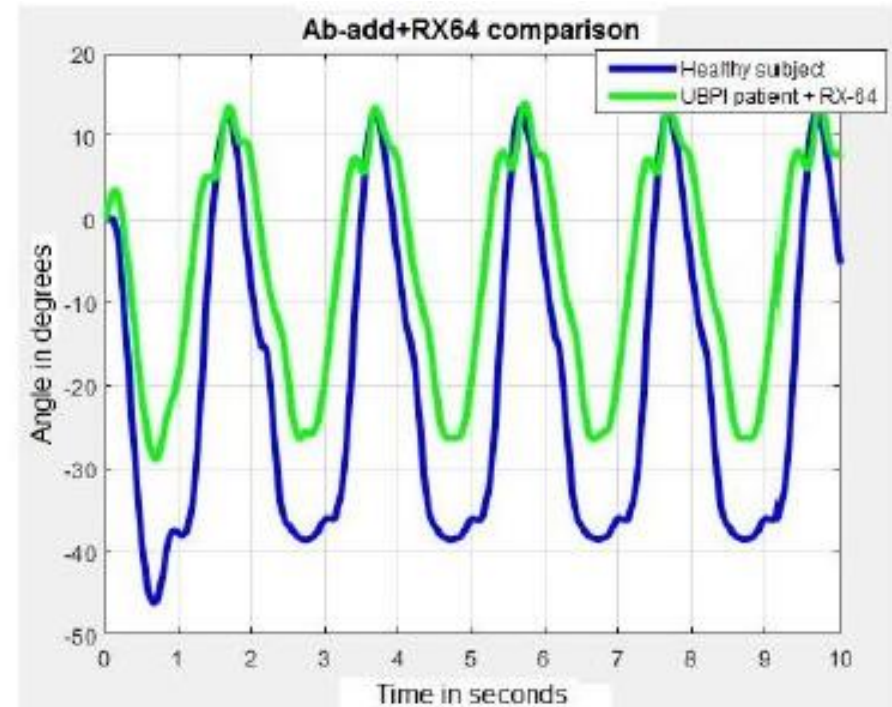
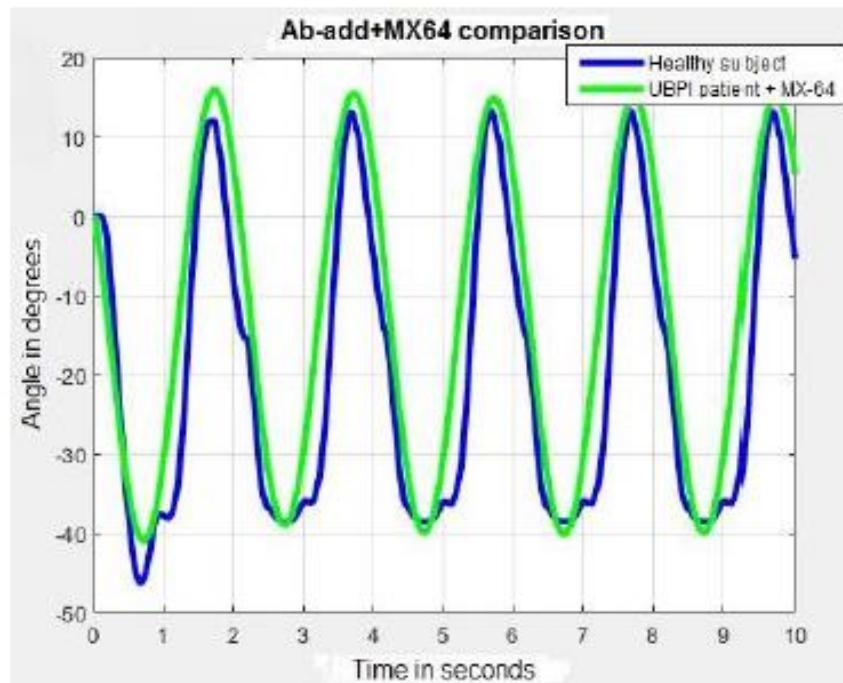
## ii. Actuadores Eléctricos

### Transferencia del Know-how



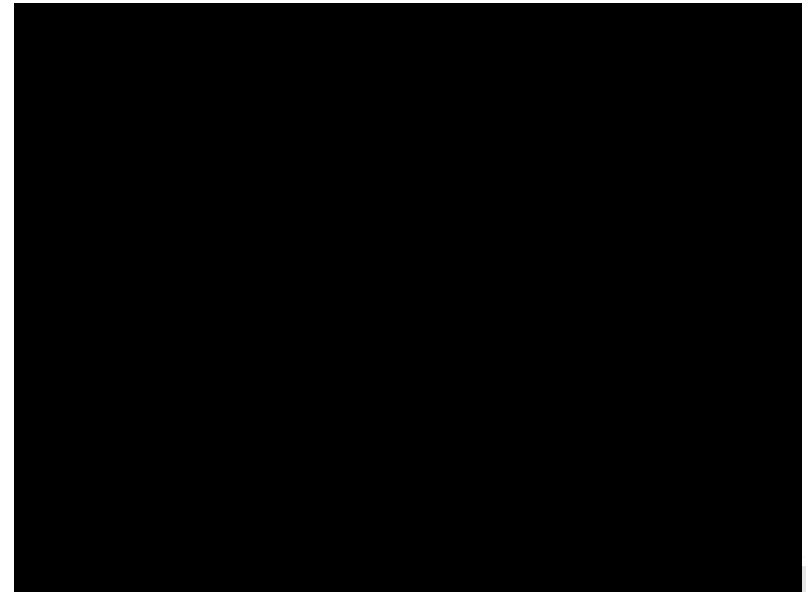
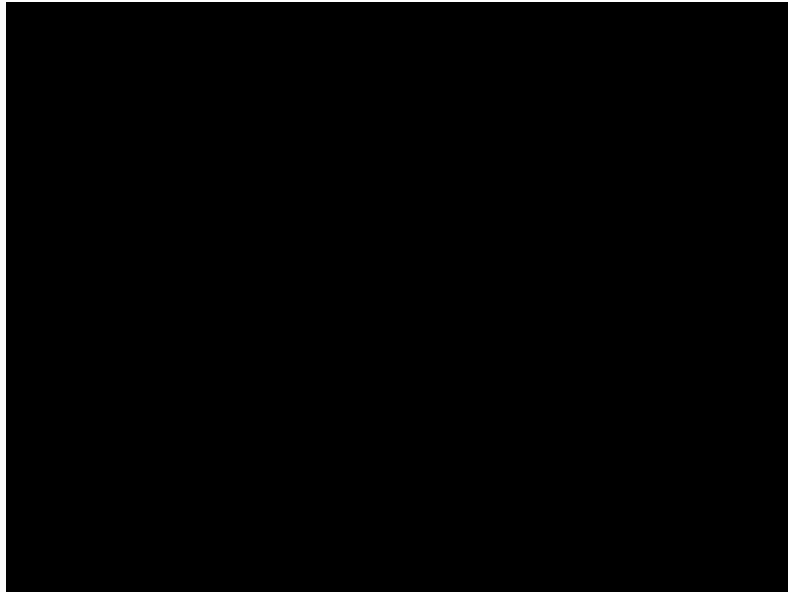
# Desarrollo del Exoesqueleto

## ii. Actuadores Eléctricos



**Fig. 4** Simulation of shoulder abduction-adduction for a healthy subject and a patient with upper brachial plexus injury (UBPI).

# Desarrollo del Exoesqueleto





# Contenido

1. Motivación
2. Rehabilitación de Miembro Superior
  - a) Justificación
  - b) Conocer al enemigo. Modelado y simulación
    - I. Modelo Óseo
    - II. Modelo Biomecánico
    - III. Conclusiones particulares
  - c) **Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual**
    - I. Sensores y Adquisición de datos
    - II. Actuadores eléctricos
    - III. **Conceptualización y diseño mecánico**
3. Mis “primeros pasos” con el Miembro Inferior
4. Conclusiones y Avances en.....

# Desarrollo del Exoesqueleto

## iii. Conceptualización y Diseño Mecánico

TABLE I

RANGOS DE MOVIMIENTOS MÍNIMOS NECESARIOS PARA LLI  
CABO ALGUNAS ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA

Movimiento	Amplitud
Abducció	0° y 90°
Flexión	0° y 90°
Supinación/Pronacion	-40° y 40°

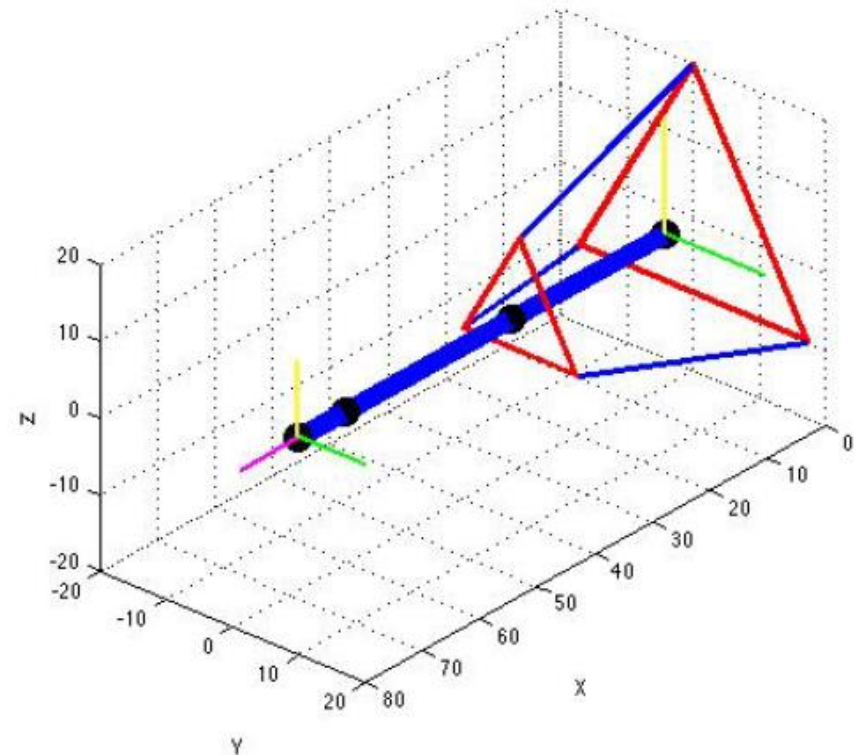
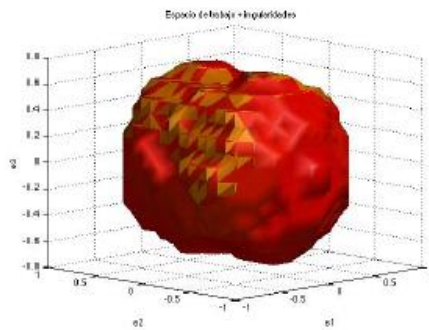


Fig. 1. Arquitectura del mecanismo paralelo propuesto.

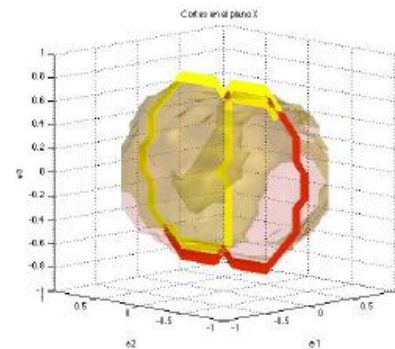
# Desarrollo del Exoesqueleto

## iii. Conceptualización y Diseño Mecánico

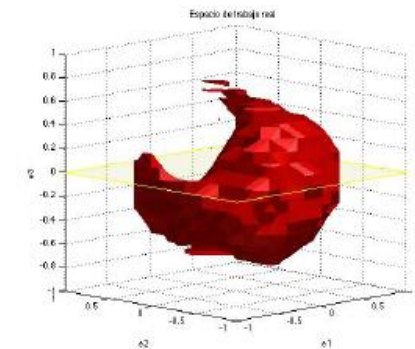
TABLE II  
 SELECCIÓN DE MECANISMOS A EVALUAR



(a)



(b)

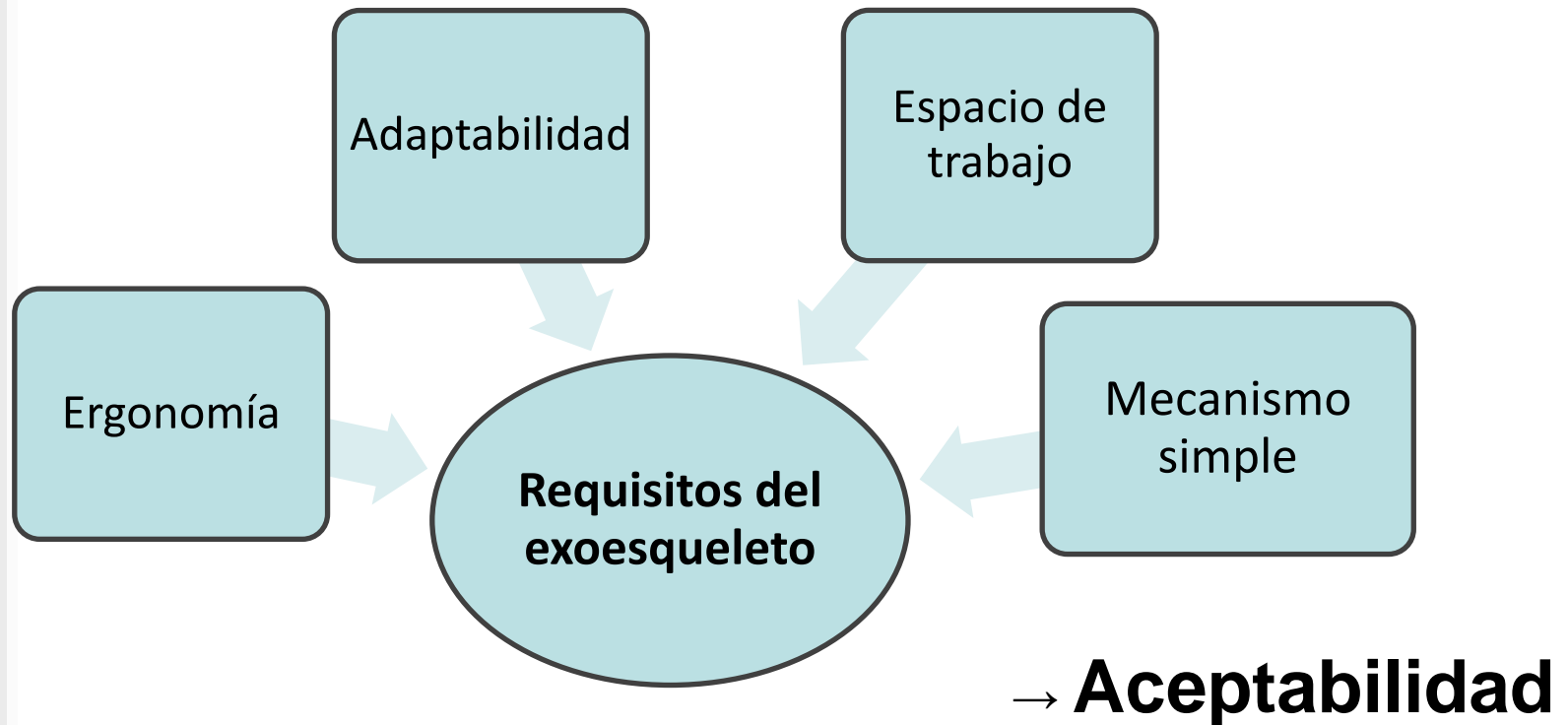


(c)

11	9	18	15	6	-20	-30	0,2133	0,2502
12	9	18	15	6	-20	-20	0,2124	0,2555
13	9	18	15	6	-10	-10	0,2229	0,2521
14	9	18	15	6	0	0	0,2272	0,2514
15	9	18	20	4	-10	-20	0,2046	0,2514
16	9	18	20	4	-10	-10	0,2068	0,2521
17	9	18	20	4	-10	0	0,2022	0,2514
18	9	18	20	4	0	0	0,2096	0,2531
19	9	20	20	4	-10	-20	0,2094	0,2509
20	9	20	20	4	-10	-10	0,2107	0,2511

# Desarrollo del Exoesqueleto

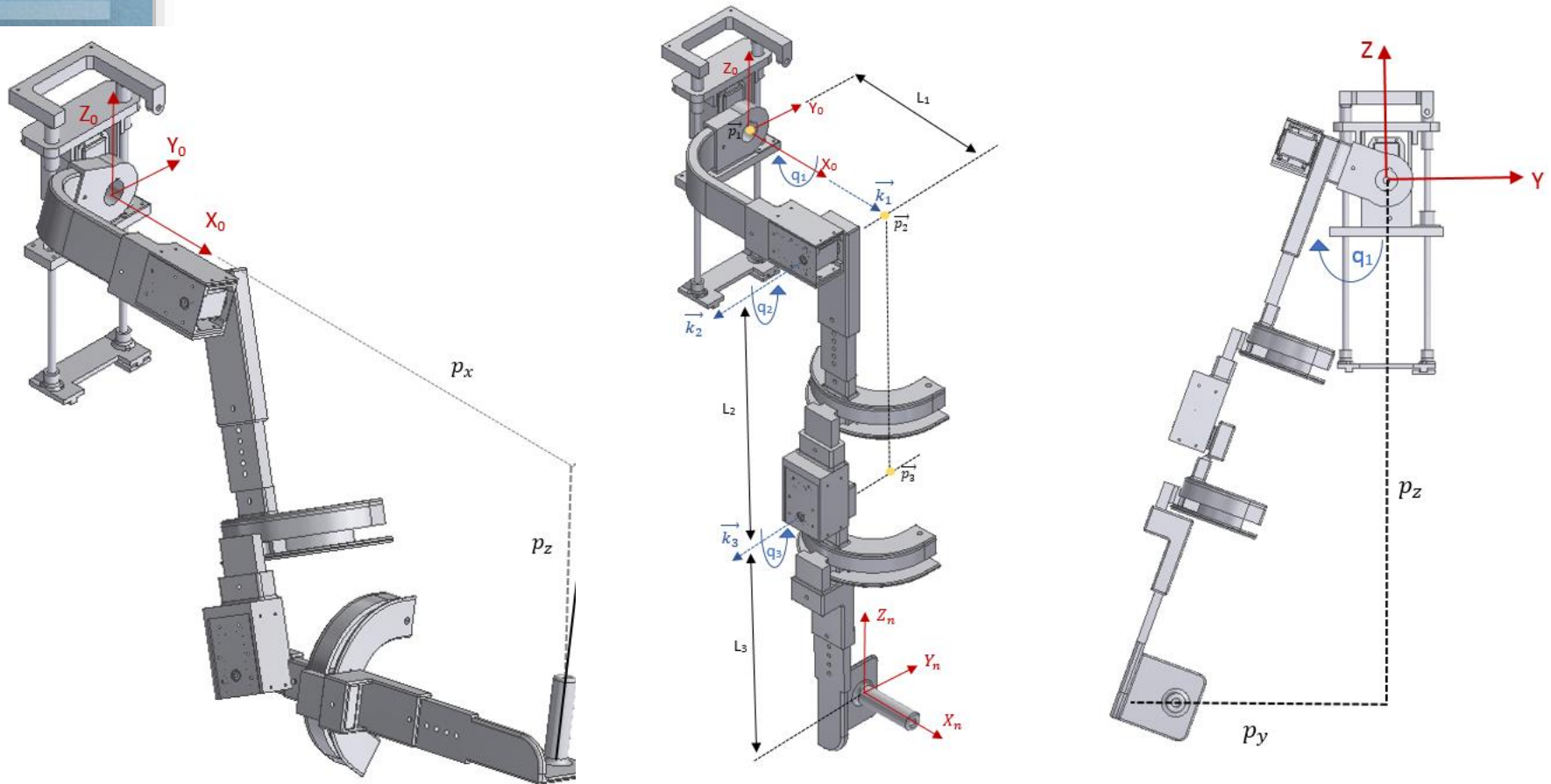
## iii. Conceptualización y Diseño Mecánico





# Desarrollo del Exoesqueleto

## iii. Conceptualización y Diseño Mecánico



# Desarrollo del Exoesqueleto

## Simulaciones

$$K_p = \text{diag} [ 100 \quad 300 \quad 350 ]$$

$$K_d = \text{diag} [ 30 \quad 150 \quad 150 ]$$

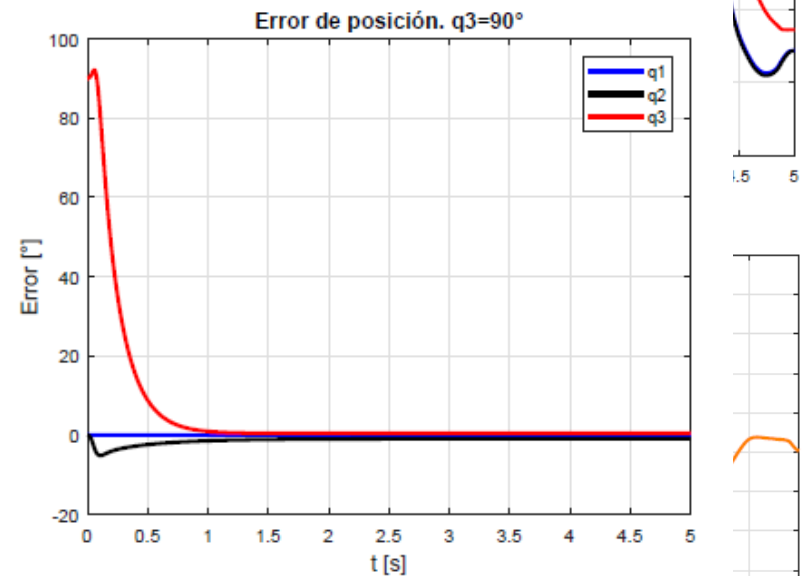
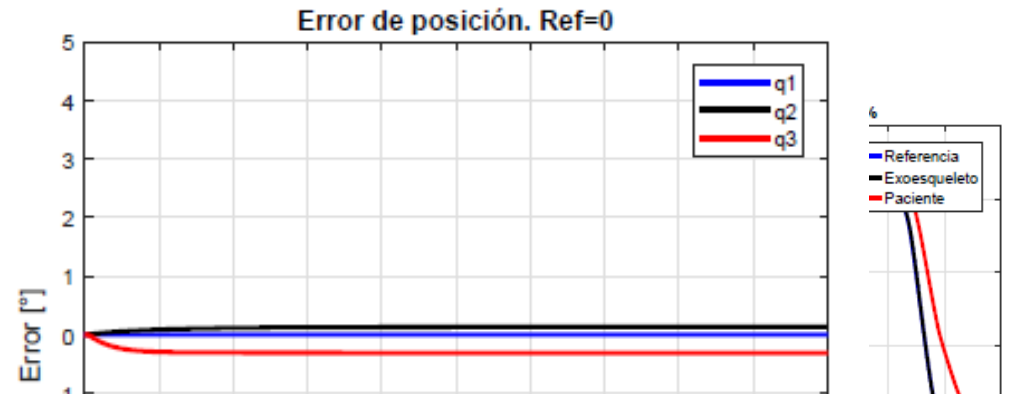
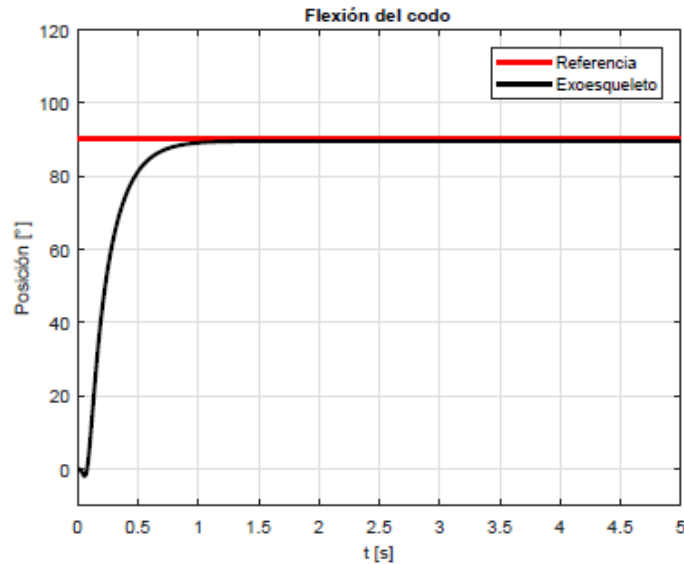
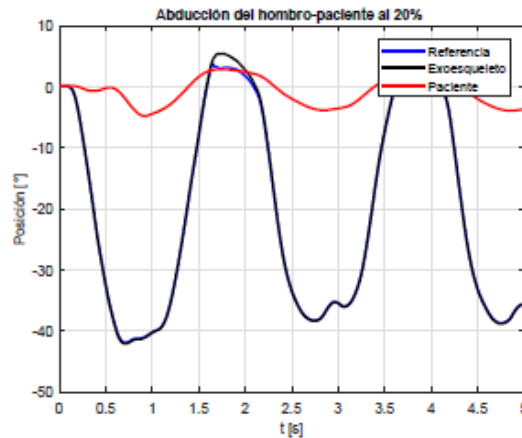


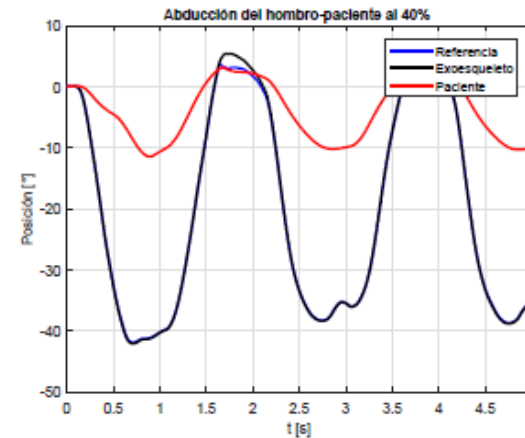
Figura 6.6: Respuesta del sistema cuando  $q_1 = q_2 = 0$  y  $q_3 = 90^\circ$ .

# Desarrollo del Exoesqueleto

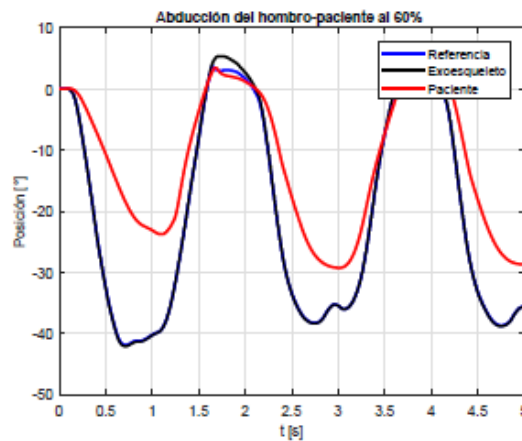
## Simulaciones: recuperación progresiva



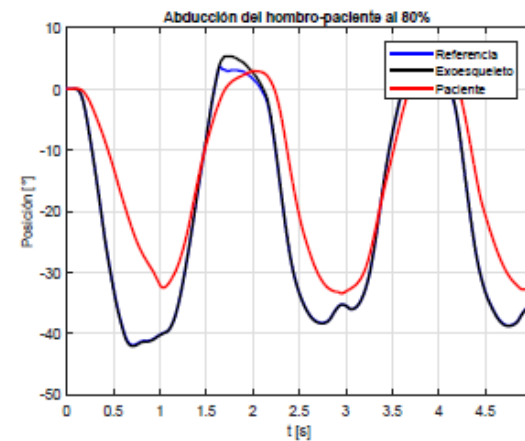
(a) Representación de un paciente recién inválido, i.e., 20% de recuperación.



(b) Paciente recuperado en un 40%.



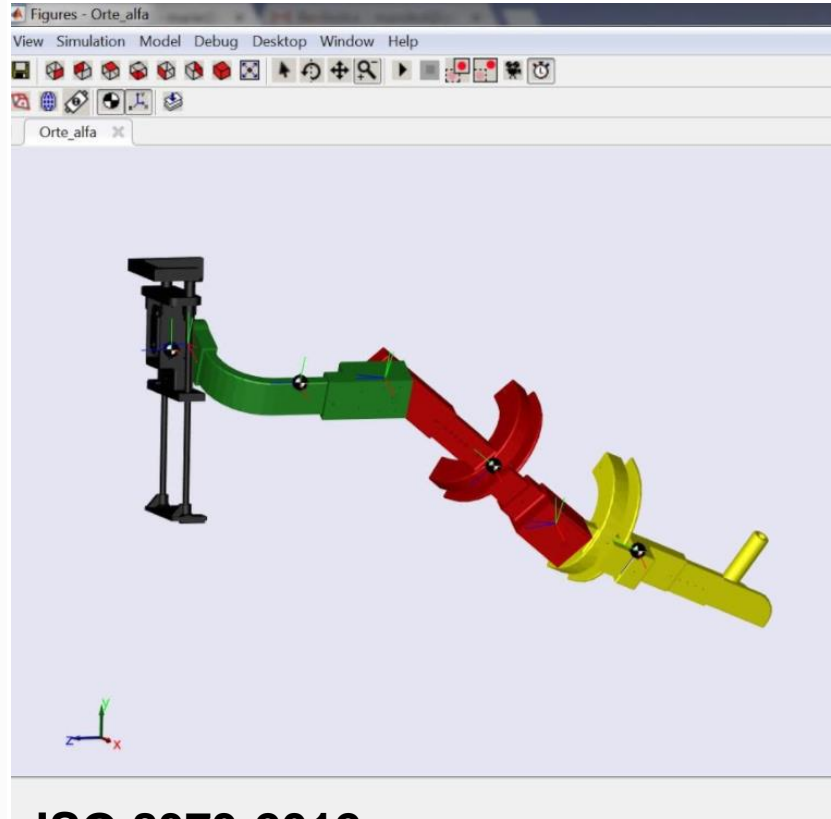
(c) Paciente recuperado en un 60%.



(d) Paciente recuperado en un 80%.

# Desarrollo del Exoesqueleto

## iii. Conceptualización y Diseño Mecánico



**ISO 8373:2012,  
ISO 9887:2013,  
ISO 10218:2011,  
EN 60601-1:2006,  
IEC 80601-2-78.**

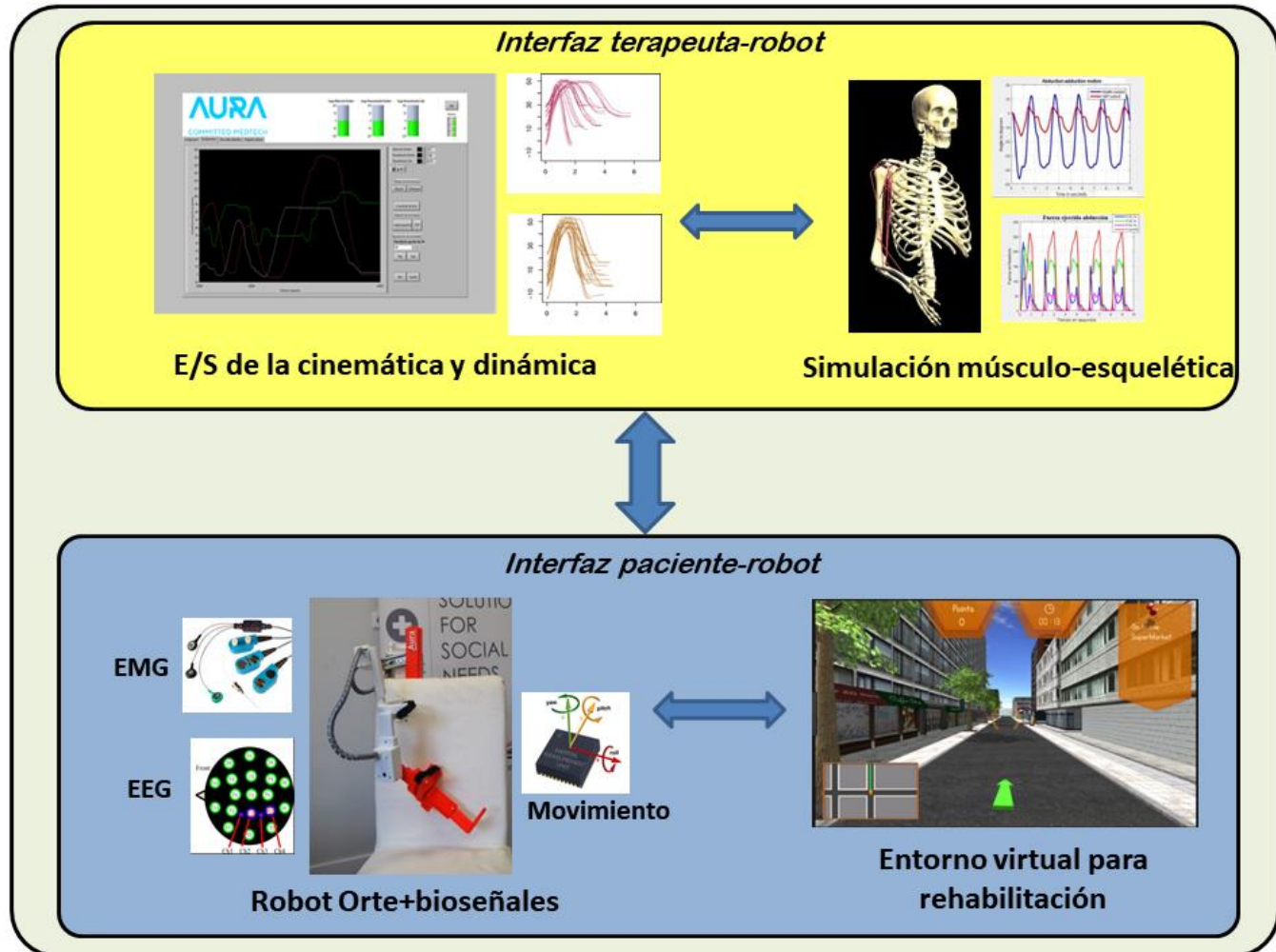
**1 M€ TRL 8  
1 M€ TRL 9**





# Desarrollo del Exoesqueleto

## Propuesta del sistema de control de ORTE



# Desarrollo del Exoesqueleto

## c. Desarrollo del Exoesqueleto

TRL 5 → Prototipo de Lab NO apto para investigación clínica

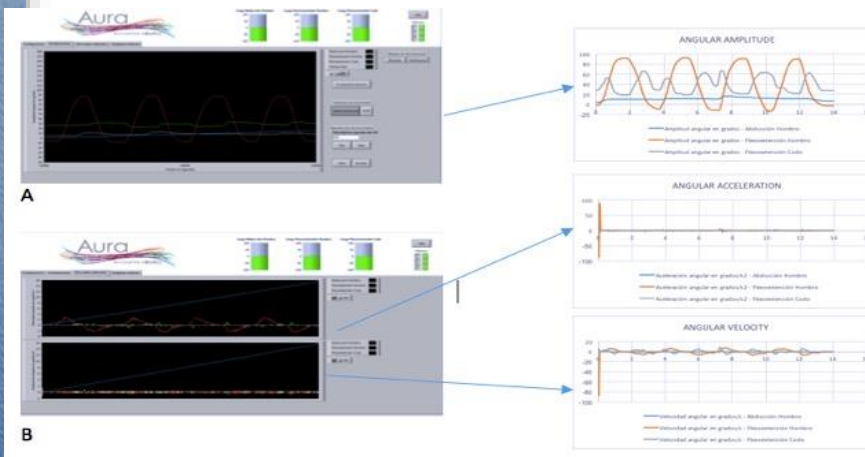
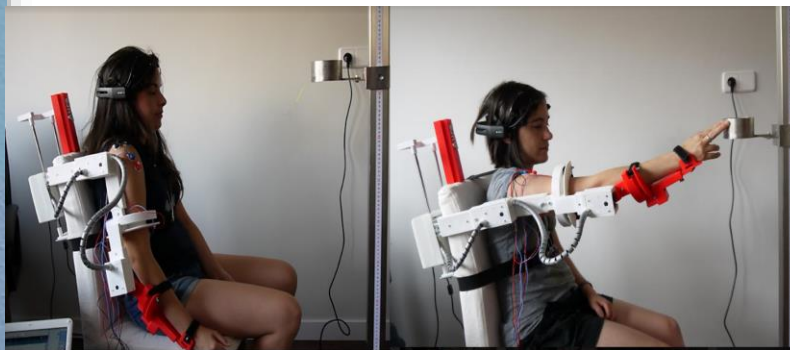
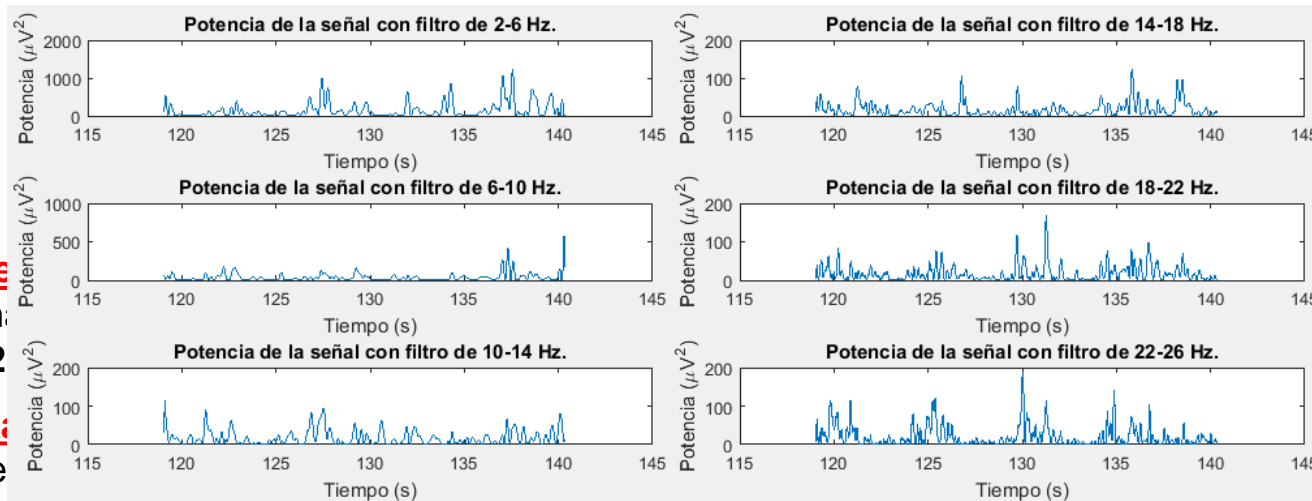
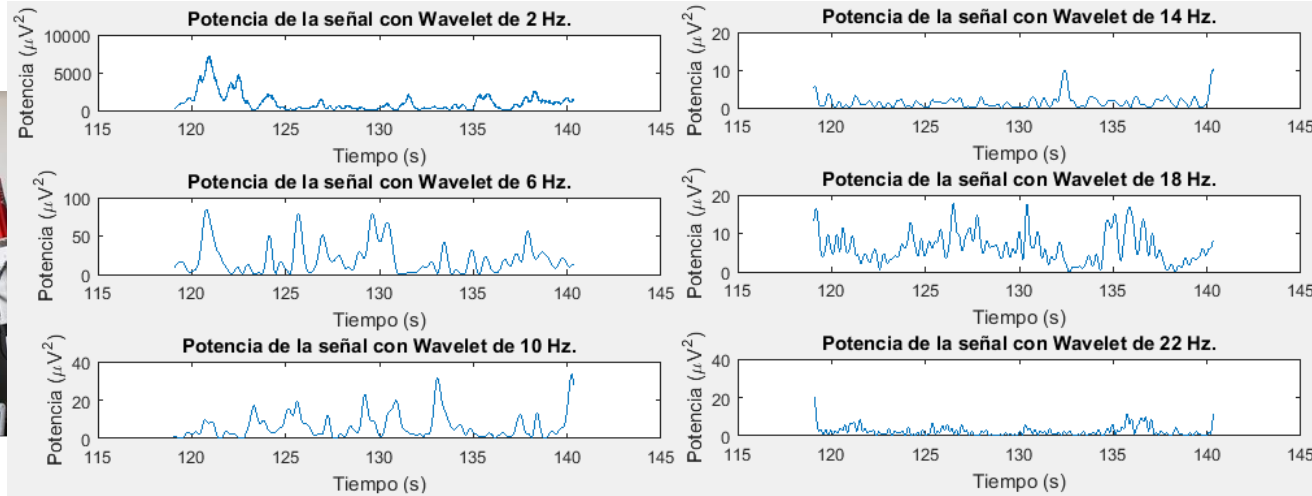


Fig. 6 (A) Angular amplitude in Simulink-MSMS transformed onto Excel graphic.  
 (B). Angular velocity and acceleration transformed onto Excel graphics.

POBLACIÓN TOTAL		POBLACIÓN VARONES		POBLACIÓN MUJERES	
EDAD		EDAD		EDAD	
Media	302,18	Media	302,09	Media	302,30
Mediana	288,00	Mediana	288,00	Mediana	300,00
Moda	276,00	Moda	276,00	Moda	252,00
Varianza	2543,31	Varianza	2237,45	Varianza	3280,00
D <sub> típica</sub>	50,43	D <sub> típica</sub>	47,30	D <sub> típica</sub>	57,27
CV	16,69	CV	15,66	CV	18,95
PESO		PESO		PESO	
Media	68,57	Media	76,92	Media	58,83953
Mediana	68,00	Mediana	76,50	Mediana	57
Moda	80,00	Moda	68,00	Moda	Peso
Varianza	248,94	Varianza	216,52	Varianza	100,9653
D <sub> típica</sub>	15,78	D <sub> típica</sub>	14,71	D <sub> típica</sub>	10,04815
CV	23,01	CV	19,13	CV	17,07721
ALTURA		ALTURA		ALTURA	
Media	1,70	Media	1,75	Media	1,62
Mediana	1,73	Mediana	1,77	Mediana	1,63
Moda	1,63	Moda	1,77	Moda	1,63
Varianza	0,01	Varianza	0,00	Varianza	0,01
D <sub> típica</sub>	0,09	D <sub> típica</sub>	0,04	D <sub> típica</sub>	0,07
CV	5,14	CV	2,41	CV	4,58
LONGITUD		LONGITUD		LONGITUD	
Media	58,15	Media	60,21	Media	55,52
Mediana	59,00	Mediana	60,75	Mediana	56,00
Moda	56,00	Moda	61,00	Moda	56,00
Varianza	10,57	Varianza	5,39	Varianza	4,84
D <sub> típica</sub>	3,25	D <sub> típica</sub>	2,32	D <sub> típica</sub>	2,20
CV	5,59	CV	3,85	CV	3,96

# Desarrollo del Exoesqueleto

## c. Desarrollo del Exoesqueleto



Te  
m.  
(2  
Tra  
de

a

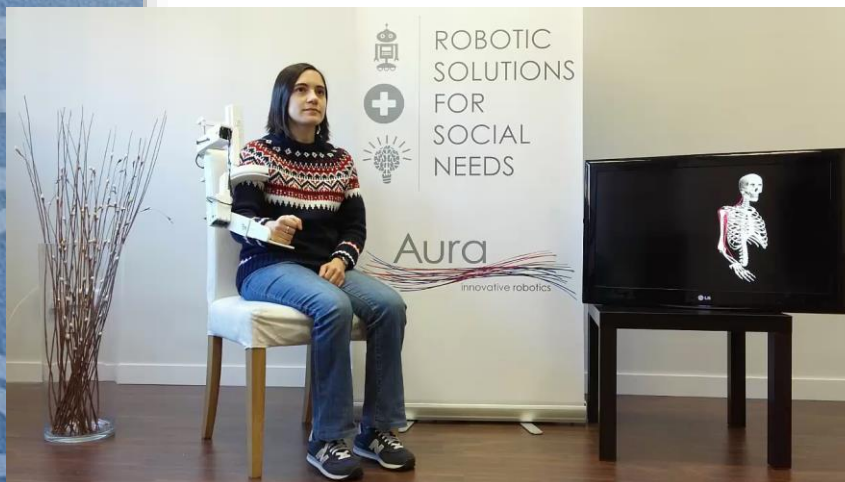
S  
o cognitivos

necánico  
2017)



# Desarrollo del Exoesqueleto

## c. Desarrollo del Exoesqueleto



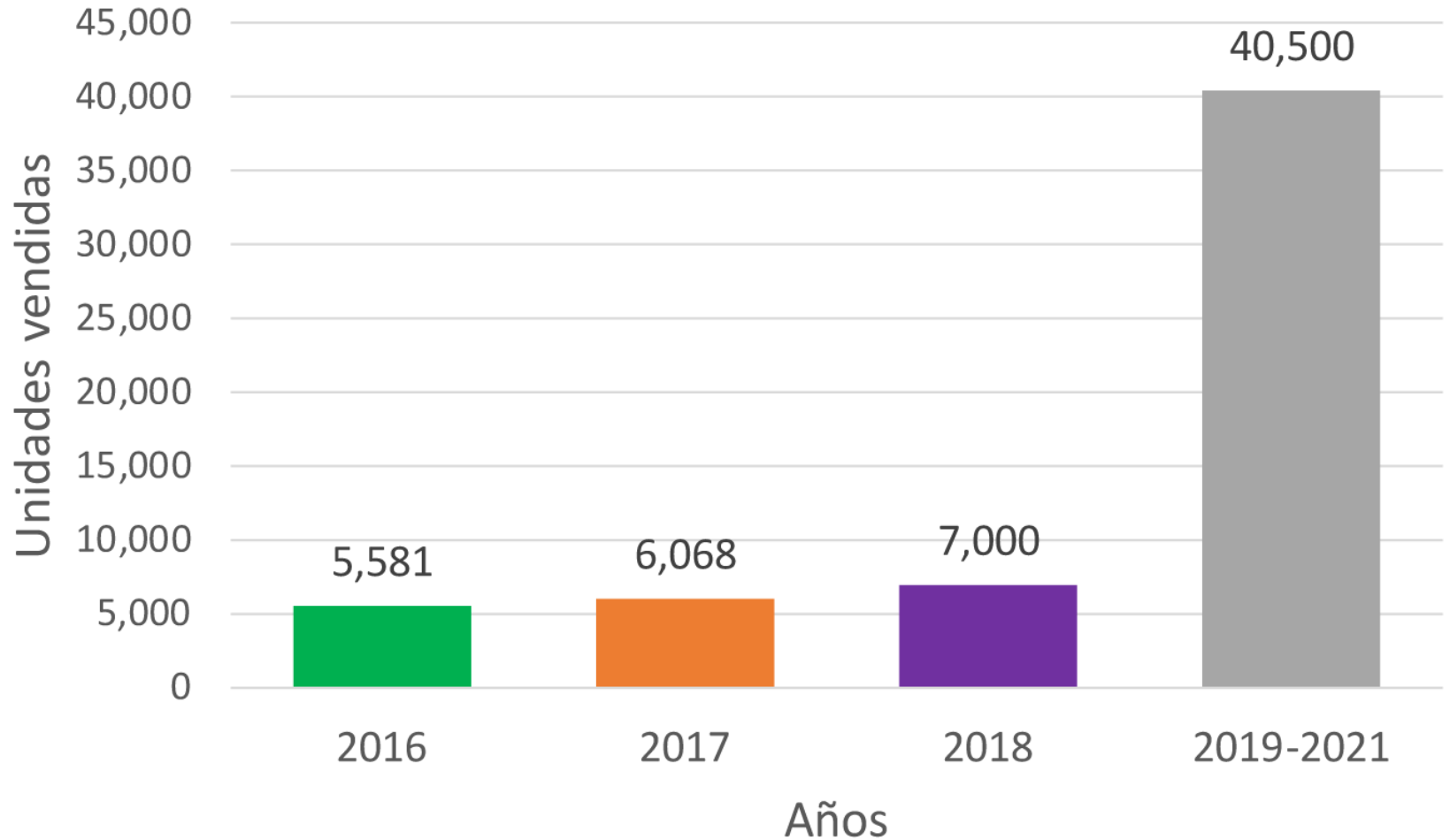


## Contenido

1. Motivación
2. Rehabilitación de Miembro Superior
  - a) Justificación
  - b) Conocer al enemigo. Modelado y simulación
    - I. Modelo Óseo
    - II. Modelo Biomecánico
    - III. Conclusiones particulares
  - c) Desarrollo de exoesqueleto. Estado Actual
    - I. Sensores y Adquisición de datos
    - II. Actuadores eléctricos
    - III. Conceptualización y diseño mecánico
3. Rehabilitación del Miembro Inferior
4. Conclusiones y Avances en.....

Producto	GDL†	Autonomía (horas)	Movimientos	Patologías	Precio Aprox.
----------	------	-------------------	-------------	------------	---------------

### Ventas de Exoesqueletos en el 2016 y 2017, y predicciones 2018 y 2019-2021

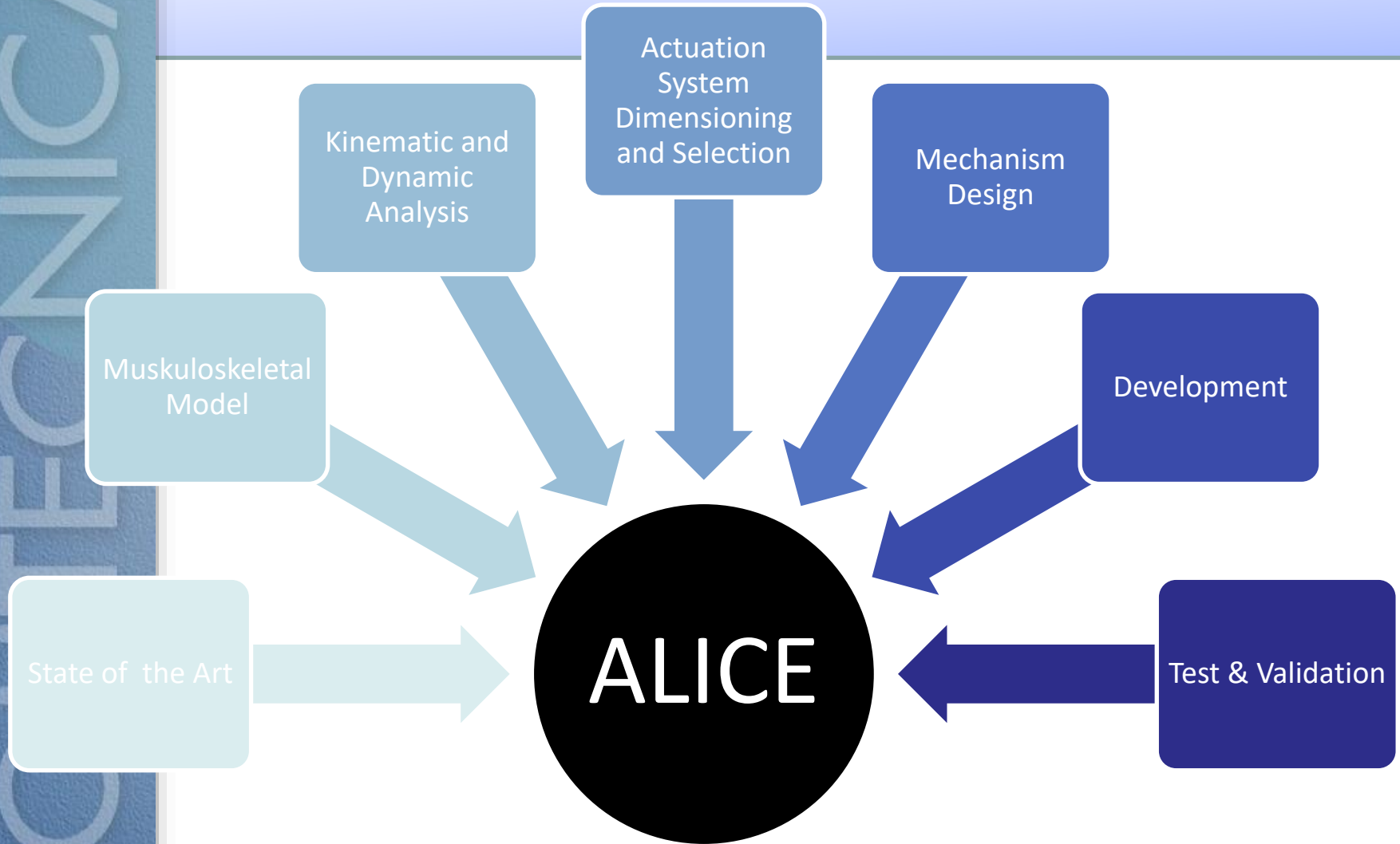


Phoenix	2 activos	4	Flexión/extensión de rodilla	rehabilitación de la marcha	\$40,000
---------	-----------	---	------------------------------	-----------------------------	----------

## ¿Qué aportamos con nuestra investigación?

### b. ¿Qué queremos?

- Generar herramientas que contribuyan a aportar conocimiento.
- Metodología de diseño para exoesqueletos que permitan rehabilitar la marcha.
- Investigar en estrategias de control inteligentes y adaptables a las mejoras que se producen en la rehabilitación.
- Mejorar sustancialmente la comunicación staff-robot-paciente.
- Reducir costes, pero no es prioritario.



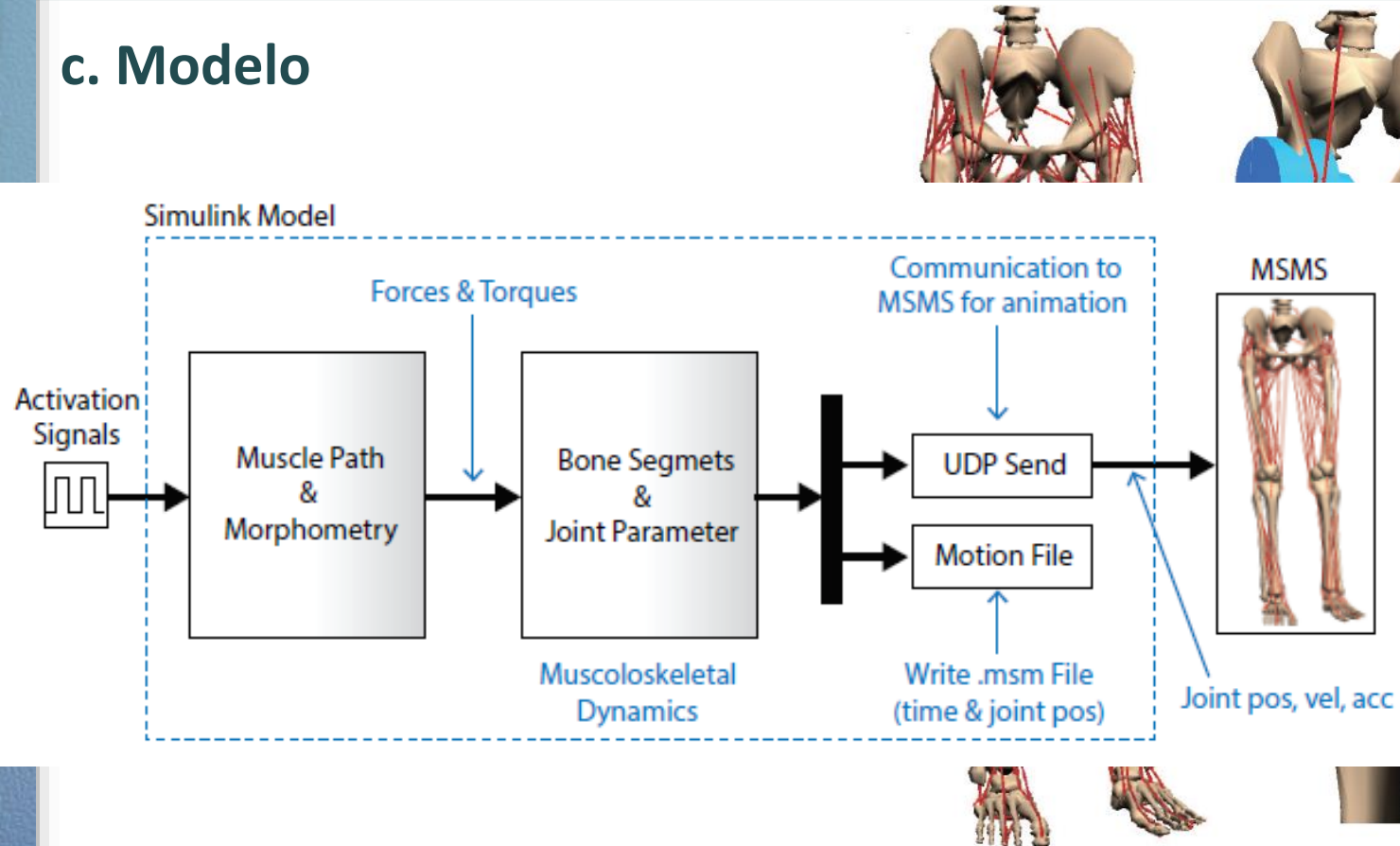


# Estudio biomecánico del MI








Muscle Segment	Optimal Fascicle Length (cm)	Optimal Tendon length (cm)	Max. MT Length (cm)	Mass (g)	PCSA (cm <sup>2</sup> )	Max. Force (N)
Adductor brevis	10.30	3.60	16.68	104.3715	9.55958	303.994
Adductor longus	10.82	13.00	28.58	144.0863	12.5628	399.499
Adductor magnus distal	17.72	9.00	32.06	191.49	10.1949	324.2
Adductor magnus ischial	15.62	22.1	45.26	168.8	10.1949	324.2
Adductor magnus middle	13.77	4.8	22.8	148.8078	10.1949	324.2
Adductor magnus proximal	10.56	4.3	17.83	114.1184	10.1949	324.2
Biceps femoris long head	9.76	32.2	50.35	229.425	22.1761	705.2
Biceps femoris short head	11.03	10.4	25.72	116.1091	9.9308	315.8
Extensor digitorum longus	6.93	36.73	52.39	79.7874	10.8616	345.4
Extensor hallucis longus	7.48	33.15	48.76	41.14	5.1886	165
Flexor digitorum longus	4.46	37.77	50.68	40.794	8.6289	2274.4
Flexor hallucis longus	5.27	35.6	49.04	76.7312	13.7358	436.8
Gastrocnemius lateral head	5.88	38.2	52.90	118.854	19.069	606.4
Gastrocnemius medial head	5.1	40.08	54.22	222.359	41.132	1308
Gemelli	2.4	3.9	7.56	8.72	3.4276	109
Gluteus maximus superior	14.73	5.0	23.68	268.135	17.1729	546.1
Gluteus maximus middle	15.69	7.33	27.62	408.2015	24.544	780.5
Gluteus maximus inferior	16.65	7.02	28.40	291.9855	16.544	526.1
Gluteus medius anterior	7.33	5.65	15.58	215.2821	27.707	881.099
Gluteus medius middle	7.33	6.6	16.72	150.6315	19.3867	616.5
Gluteus medius posterior	7.33	4.6	14.32	171.522	22.075	702
Gluteus minimus anterior	6.8	1.6	10.08	40.8	5.6603	180
Gluteus minimus middle	5.6	2.6	9.84	35.466	5.9748	190
Gluteus minimus posterior	3.8	5.1	10.68	27.23	6.761	215
Gracilis	22.78	16.6	47.26	104.256	4.3176	137.3
Iliacus	10.66	9.4	24.07	220.98	19.556	621.9
Patellar tendon	5.0	0.5	6.6	0.1666	0.03144	1.0
Pectineus	13.3	0.1	16.08	78.47	5.566	177
Peroneus brevis	4.54	14.81	23.22	46.2928	9.619	305.9
Peroneus longus	5.08	33.3	46.06	110.6254	20.544	653.299
Peroneus tertius	7.9	10.0	21.48	23.7	2.83	90
Piriformis	2.6	11.5	16.92	25.6533	9.308	296
Psoas	11.69	9.7	25.67	186.923	15.0849	479.7
Quadratus femoris	5.4	2.4	9.36	45.72	7.9874	253.99
Rectus femoris	7.59	34.6	50.63	214.746	26.691	848.8
Sartorius	40.3	11.0	61.56	152.468	3.569	113.5
Semimembranosus	6.9	34.8	50.04	267.421	36.562	1162.7
Semitendinosus	19.3	24.5	52.56	194.2	9.4937	301.9
Soleus	4.4	28.15	39.06	525.93	112.76	3585.899
Tensor fascia latae	9.5	45	65.4	49.083	4.874	155
Tibialis anterior	6.83	24.1	37.12	153.379	21.1855	673.7
Tibialis posterior	3.78	28.18	38.35	114.1055	28.4779	905.599
Vastus intermedius	9.93	10.6	24.64	339.0102	32.2075	1024.2
Vastus lateralis	9.94	13.0	27.53	747.289	70.9245	2255.4
Vastus medialis	9.68	11.2	25.06	465.833	45.399	1443.7

# Estudio biomecánico del MI

## c. Modelo

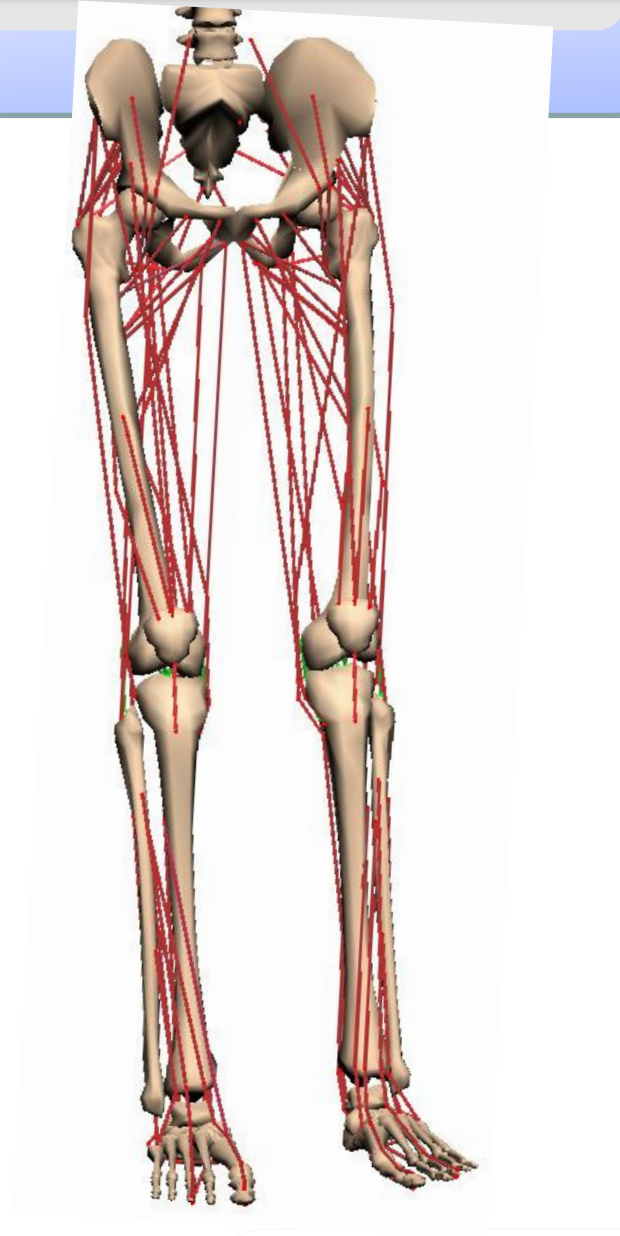
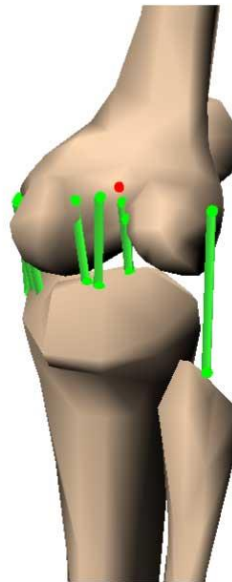
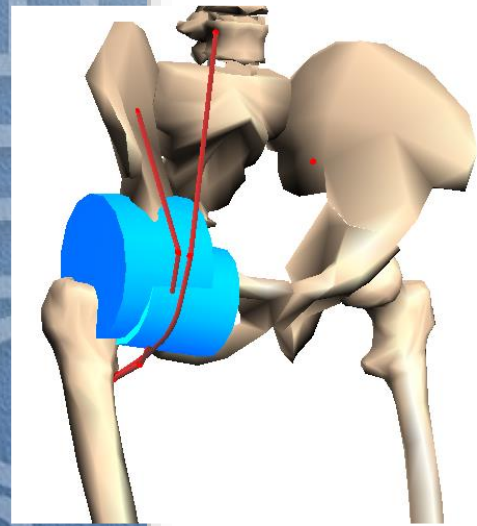


# Mis primeros nasos

Action	Muscle-Tendon	Movement	Action	Muscle-Tendon	Image
Hip Flexion	Adductor Brevis Adductor longus Gluteus medius anterior Gracilis Iliacus Pectineus Psoas Rectus femoris Sartorius Tensor fascia latae		Knee Flexion	Biceps femoris long head Biceps femoris short head Gastrocnemius lateral head Gastrocnemius medial head Gracilis Sartorius Semimembranosus Semitendinosus	
Hip Extension	Biceps femoris short head Gluteus maximus superior Gluteus maximus middle Gluteus maximus inferior Gluteus medius middle Gluteus medius posterior Semimembranosus Semitendinosus		Knee Extension	Patellar tendon Rectus femoris Vastus intermedius Vastus lateralis Vastus medialis	
Hip Abduction	Gluteus medius anterior Gluteus medius middle Gluteus medius posterior Gluteus minimus anterior Gluteus minimus middle Gluteus minimus posterior		Ankle Dorsiflexion	Extensor digitorum longus Extensor hallucis longus Peroneus tertius Tibialis anterior	
			Ankle Plantarflexion	Flexor digitorum longus Extensor hallucis longus Gastrocnemius lateral head Gastrocnemius medial head Peroneus brevis Peroneus longus Soleus	

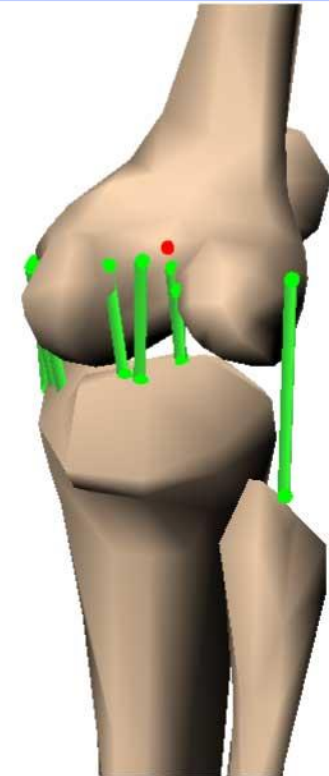
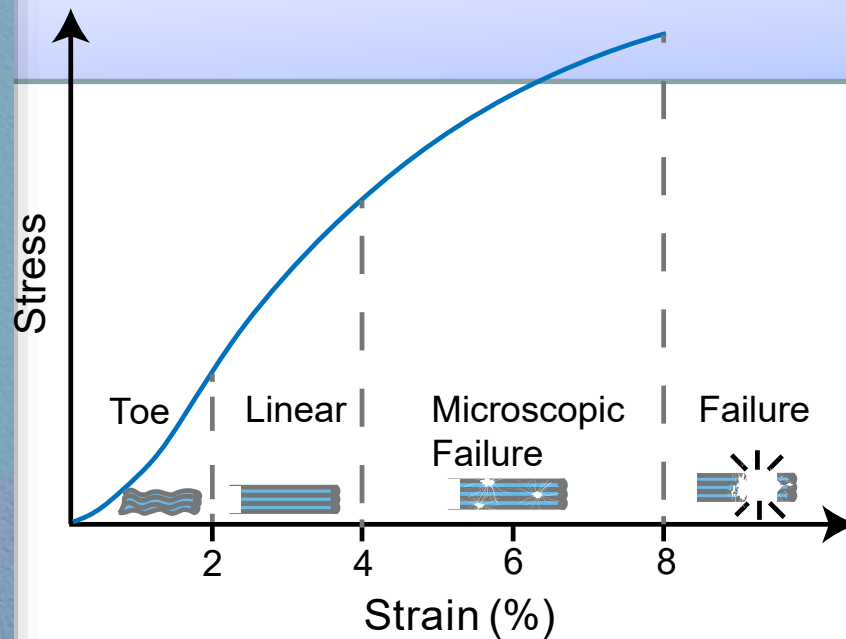
# ALICE Musculoskeletal Model

- 14 bones
- 88 muscle-tendon segments
- 20 ligament segments
- 12 joints
- 10 DoF per leg





# ALICE, Ligaments of the Knee

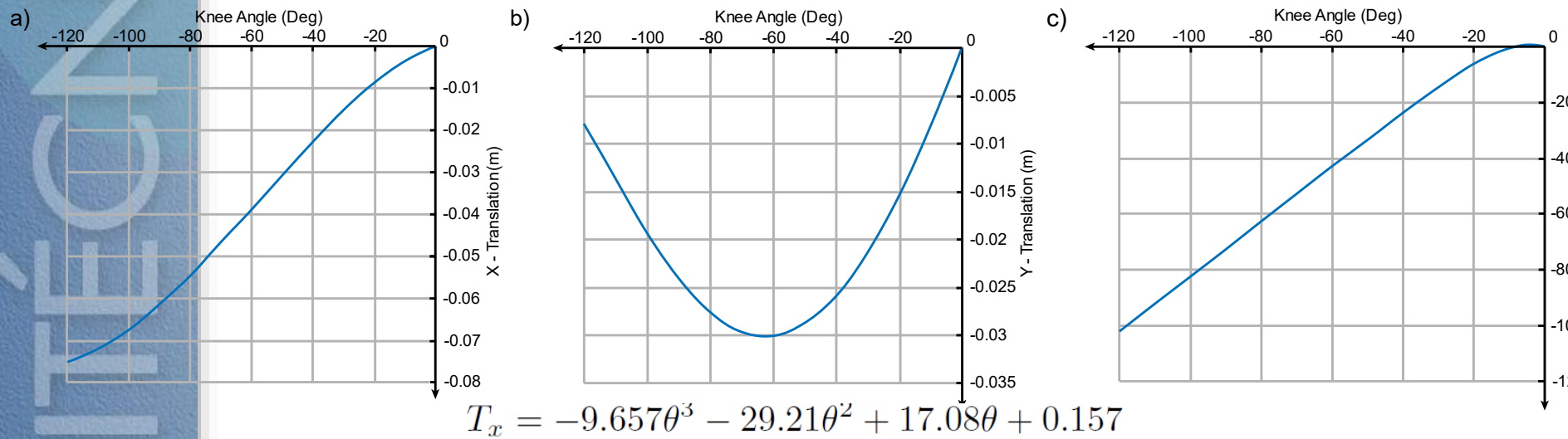


$$f = \begin{cases} 0 & e < 0 \\ \frac{1}{4}ke^2/e_l & 0 \leq e \leq 2e_l \\ k(e - e_l) & e > 2e_l \end{cases}$$

$f$  is the tensile force,  
 $k$  is the ligament stiffness,  
 $e_l$  is the transition strain that was considered 0.03  
 $e$  is the strain and can be determined from  
 $e = (l - l_0) / l_0$ , where  $l$  is the ligament length and  $l_0$  is the zero-load length.

# ALICE, Ligaments of the Knee

- Planar motion allowing **3 passive DoF**
- These translations and rotations are function of the knee flexion angle and can be described using splines as shown



$$T_x = -9.657\theta^3 - 29.21\theta^2 + 17.08\theta + 0.157$$

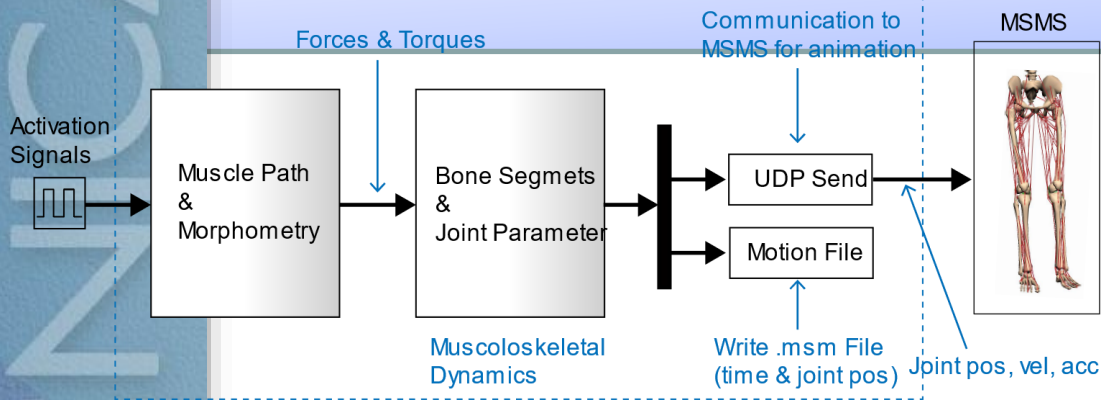
$$T_y = -3.497\theta^4 - 13.17\theta^3 + 9.276\theta^2 + 48.78\theta - 0.0281$$

$$R_z = -0.1275\theta^5 - 0.8068\theta^4 - 1.945\theta^3 - 2.24\theta^2 \\ - 0.2674\theta + 0.001728$$

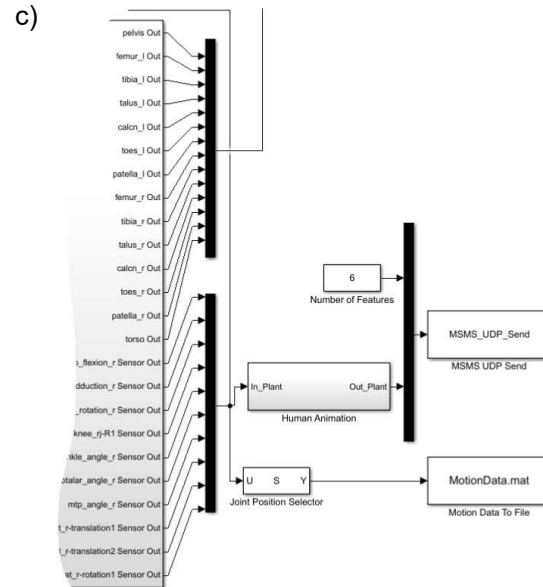
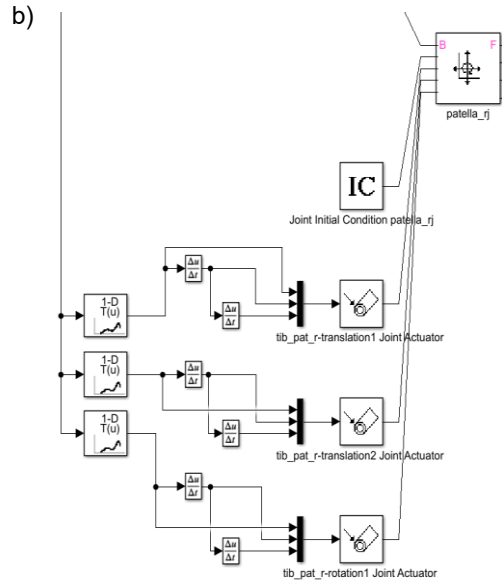
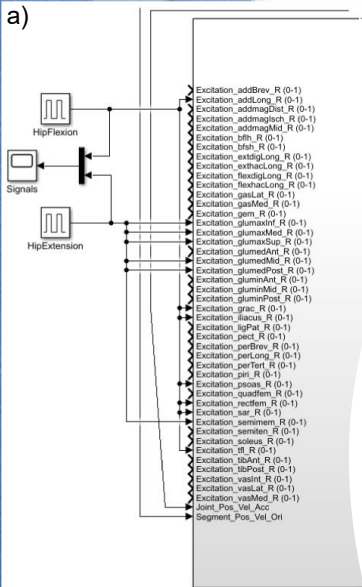
M. Cardona and C. E. García Cena, "Biomechanical Analysis of the Lower Limb: A Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation", IEEE Access, vol. 7, pp. 92709-92723, 2019.

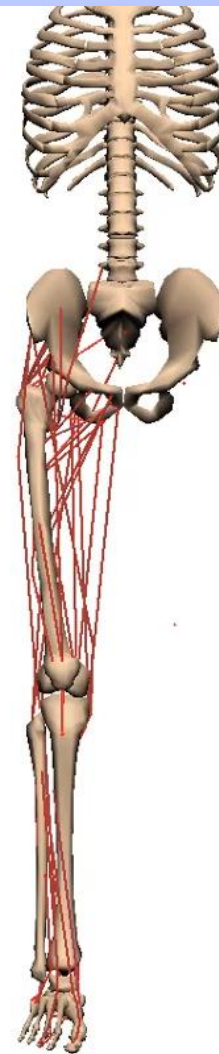
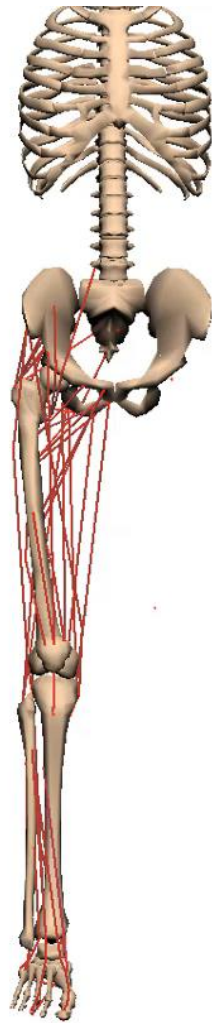
# ALICE, Simulink Model

## Simulink Model

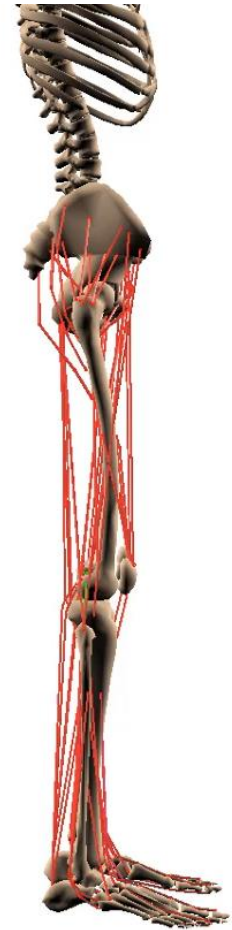


\*EMG non invasive







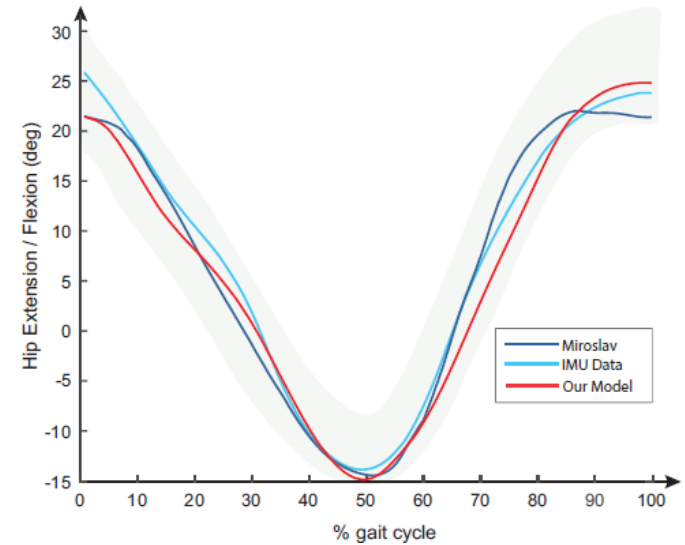
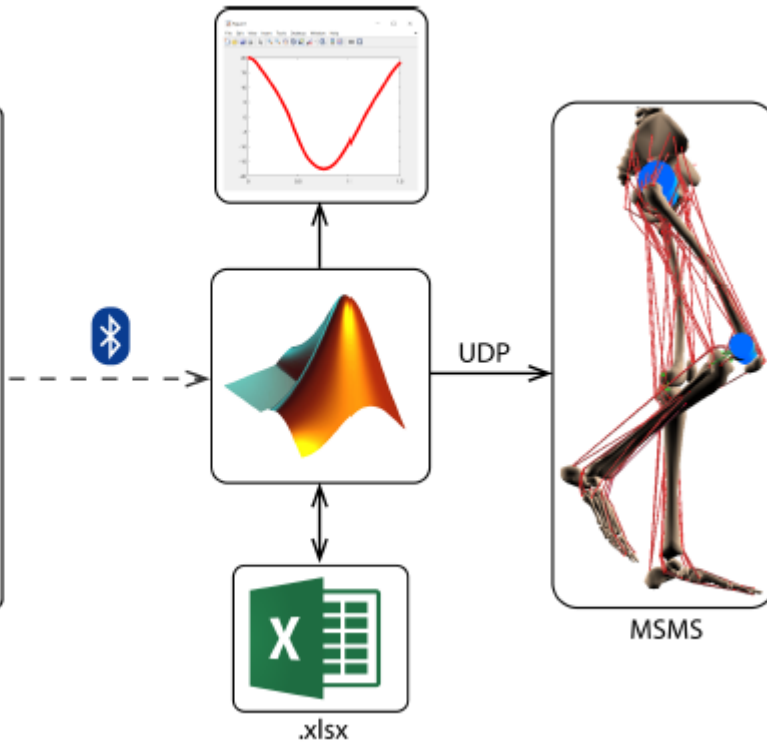


# Validación experimental

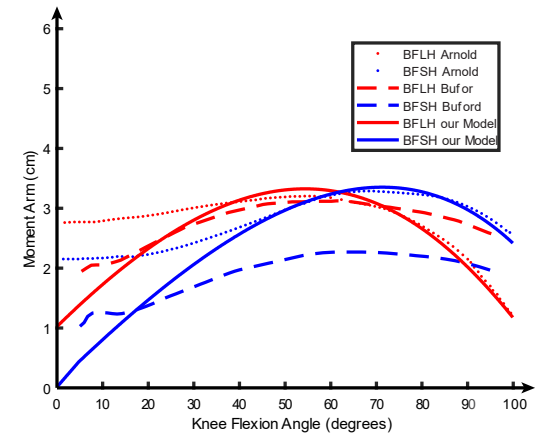
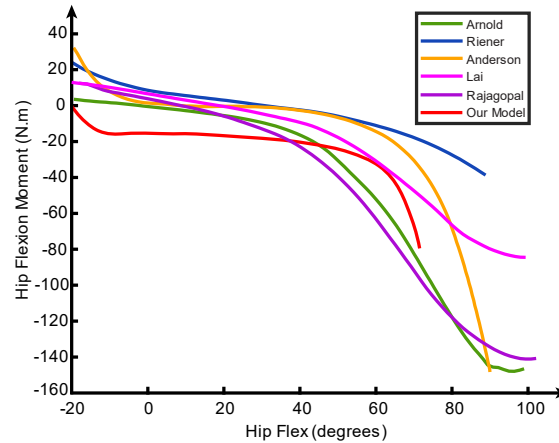
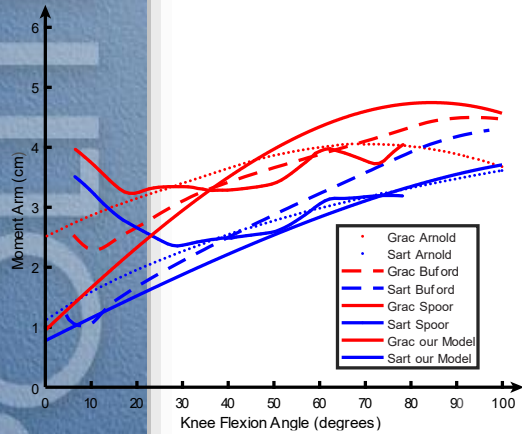
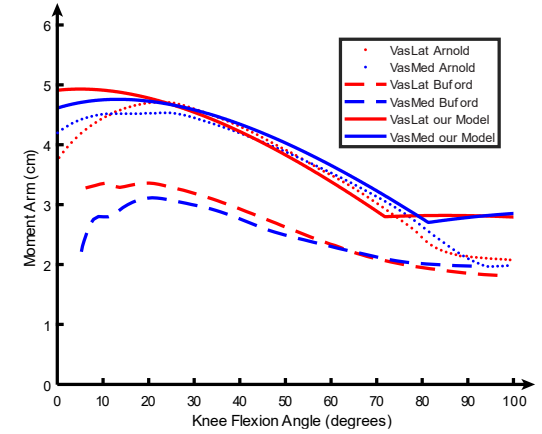
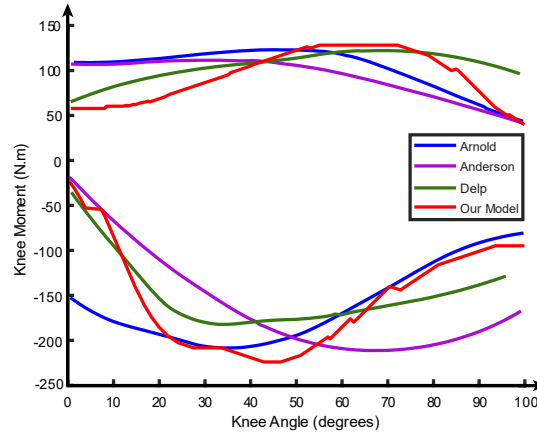
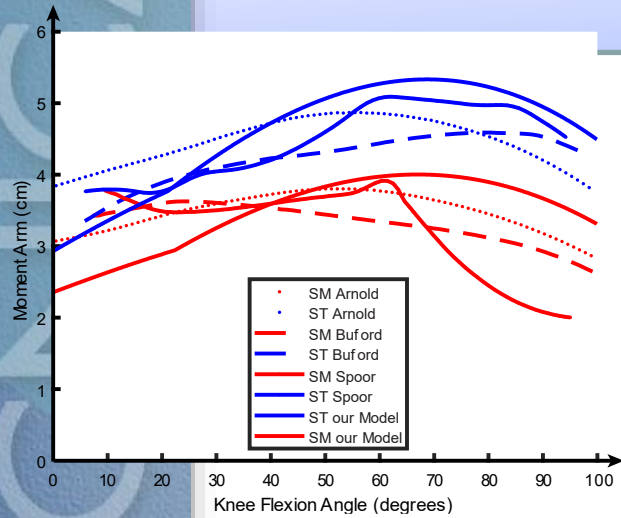
## c. Estudio biomecánico. Modelo – Validación – Sujeto sano.



Wireless IMUs

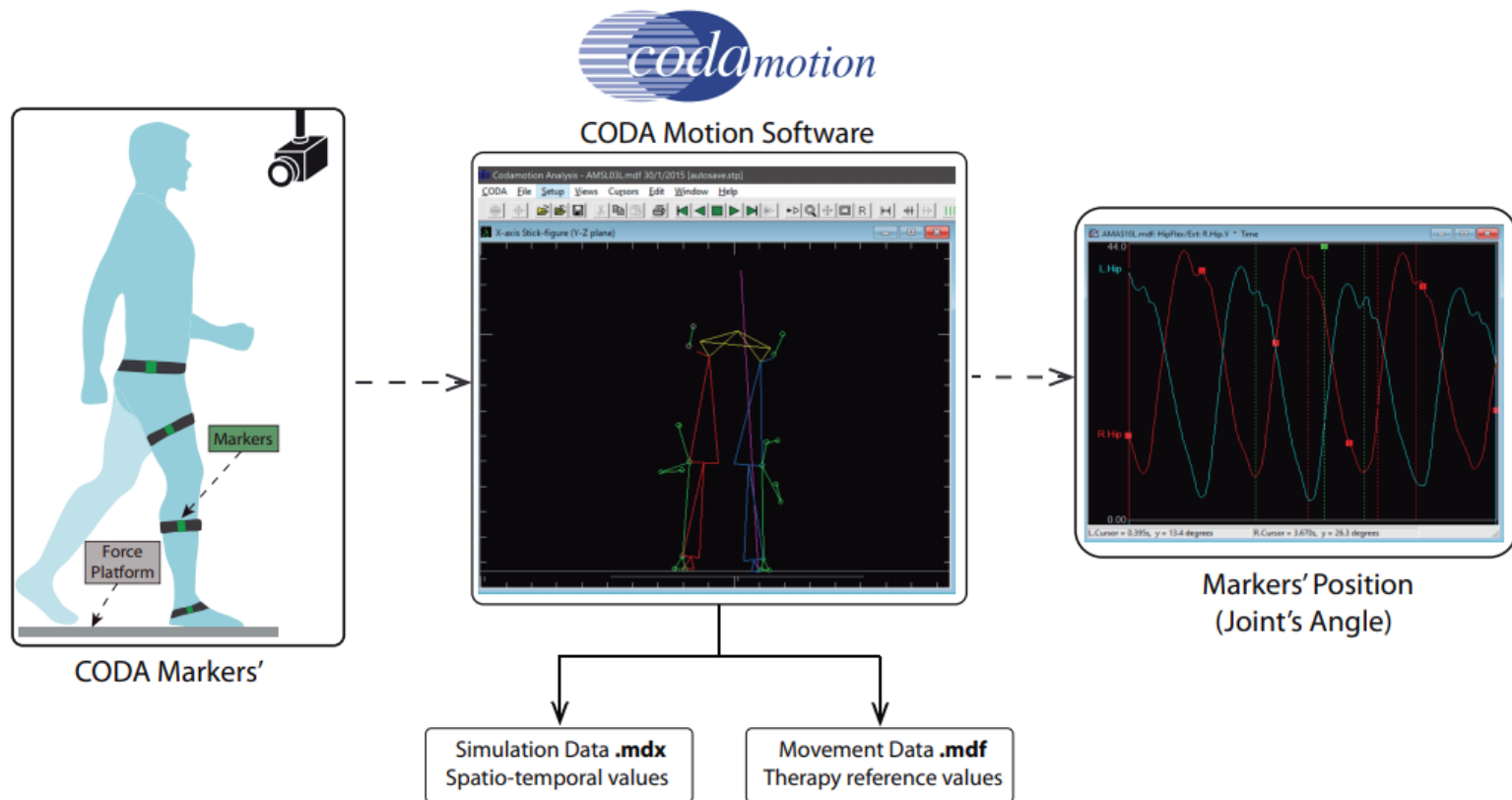


# ALICE, Test and Validation



# Validación del Modelo

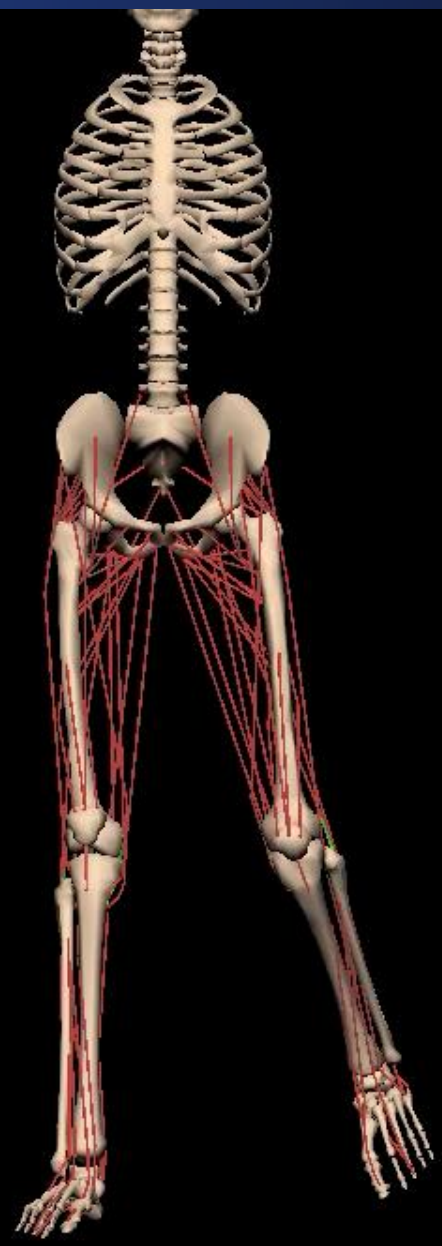
## CODA Software Gait Capture



Cardona, M.; García Cena, C.E.; Serrano, F.; Saltaren, R. ALICE: Conceptual Development of a Lower Limb Exoskeleton Robot Driven by an On-Board Musculoskeletal Simulator. *Sensors* 2020, 20, 789.

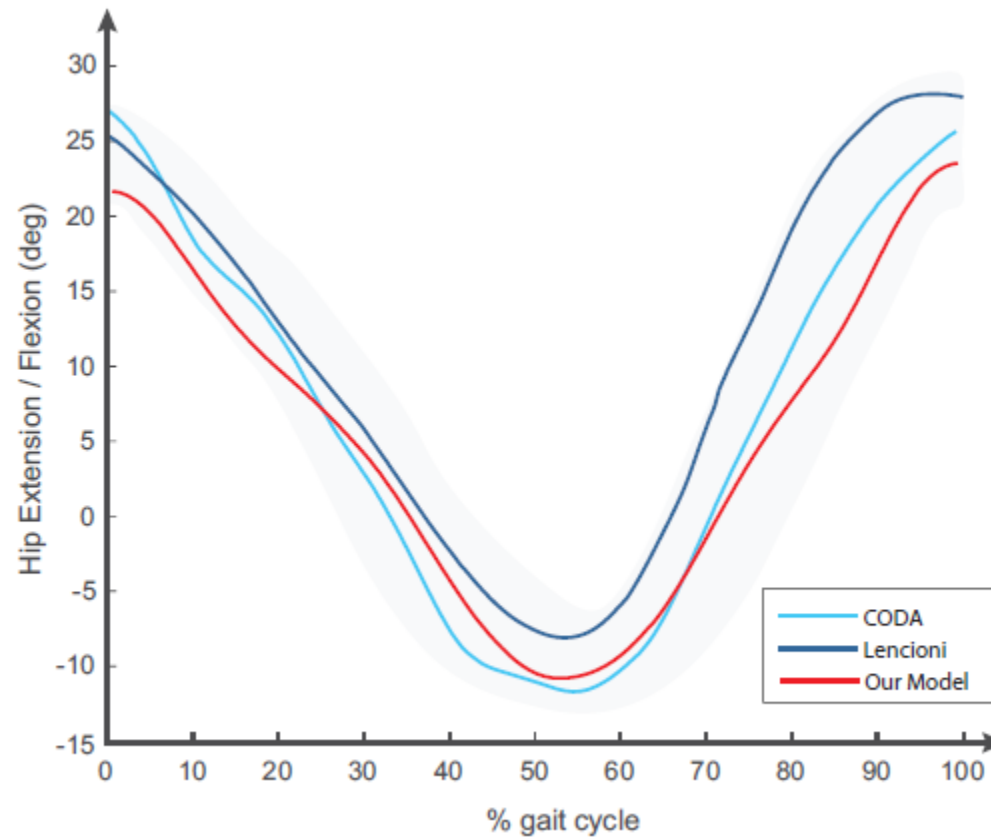




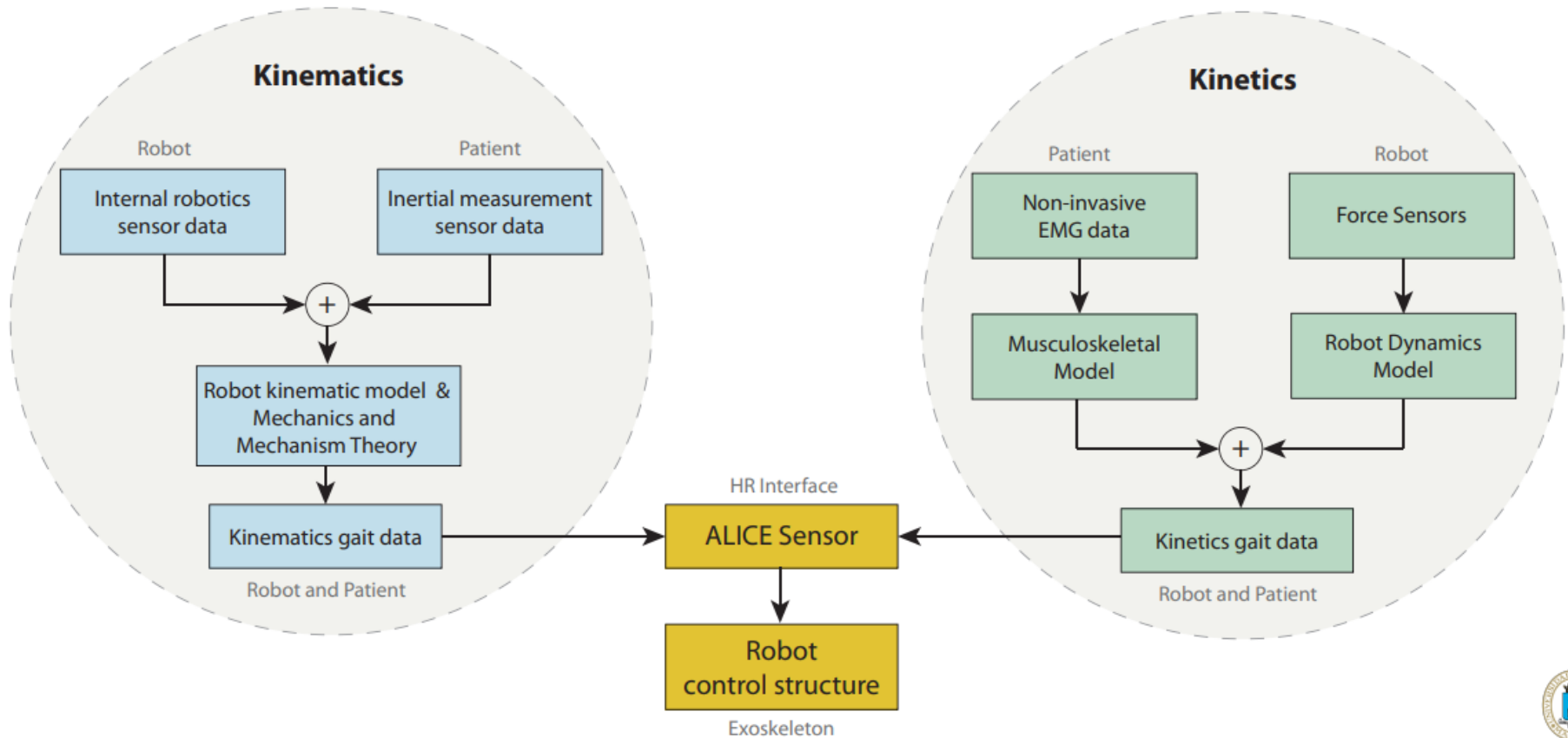


# Mis primeros pasos con el MI

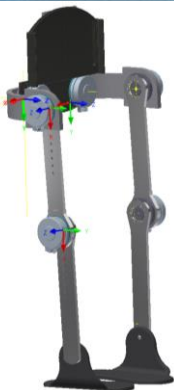
## c. Estudio biomecánico. Modelo – Validación – Paciente con EM.



# Concepto: sensor mecánico.



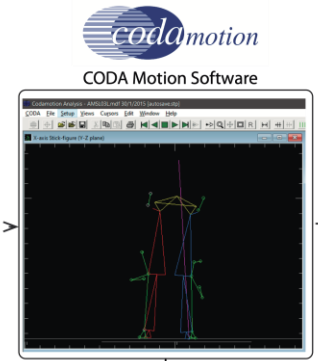
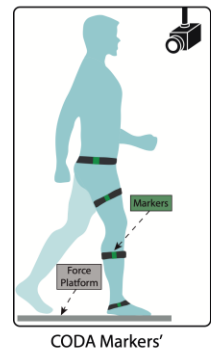
# Concepto: sensor mecánico



**d. Primer diseño**  
**AUTODESK®**  
**INVENTOR®**

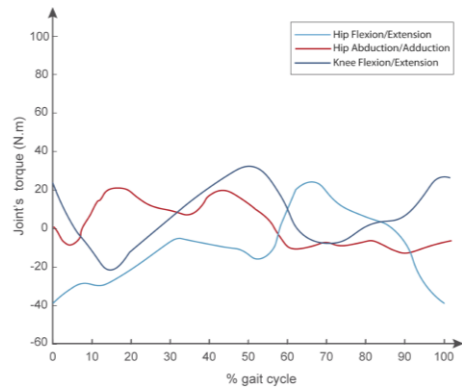
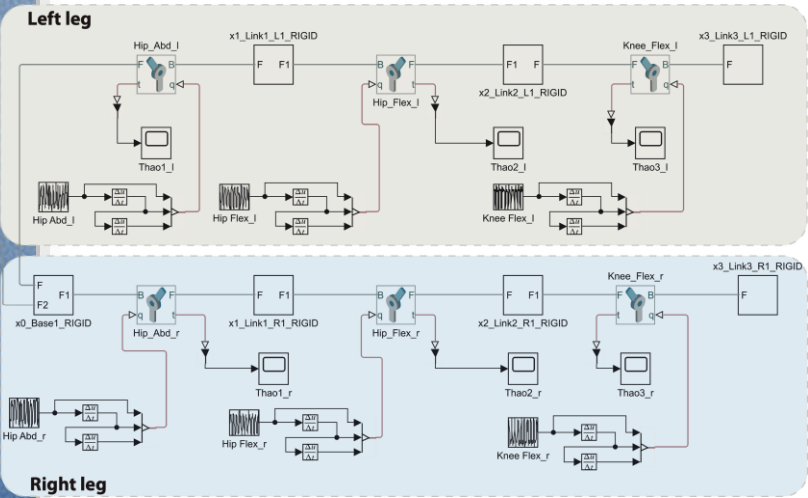
.xml

**MATLAB**  
**SIMULINK**



Simulation Data .mdx  
 Spatio-temporal values

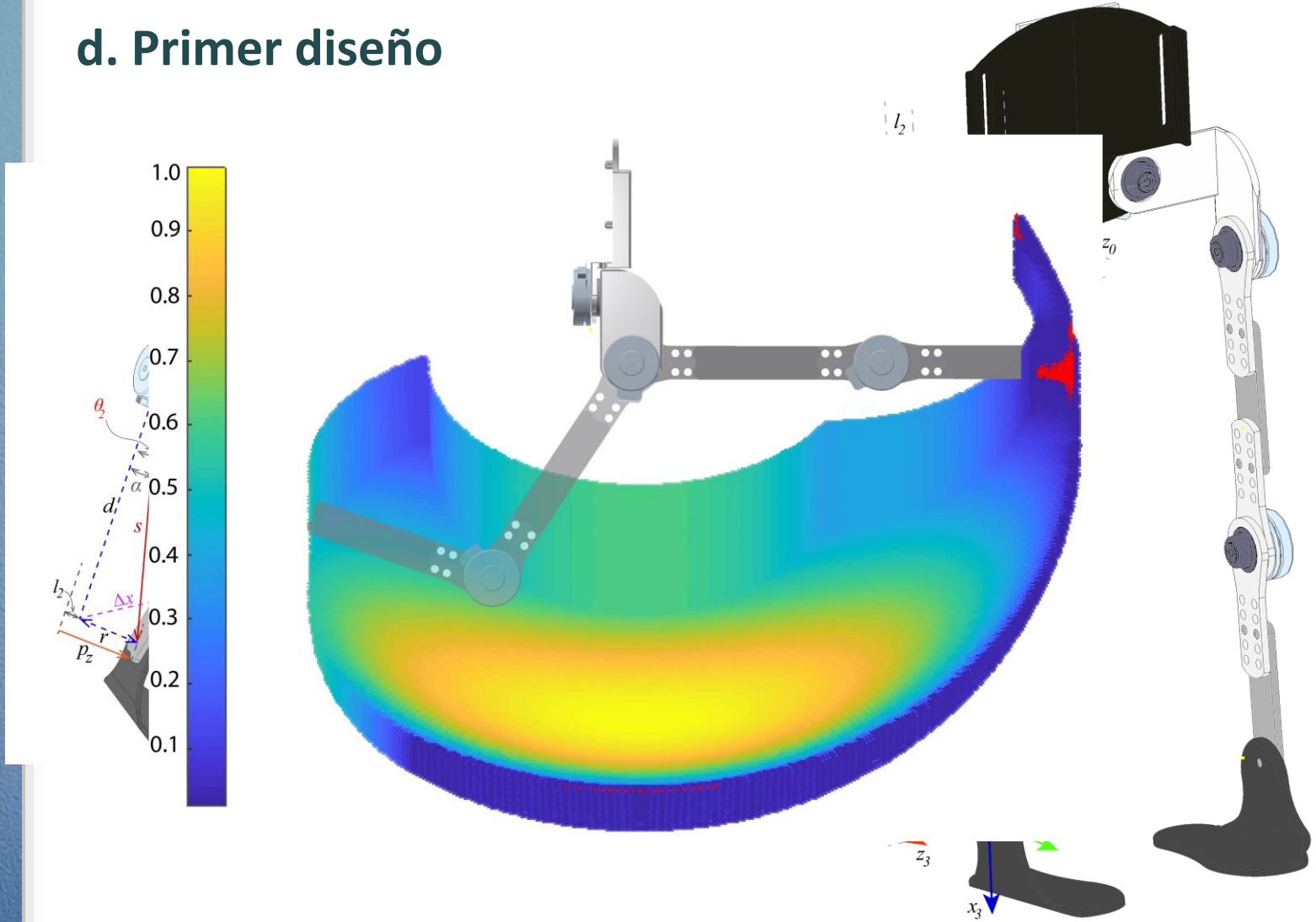
Movement Data .mdf  
 Therapy reference values



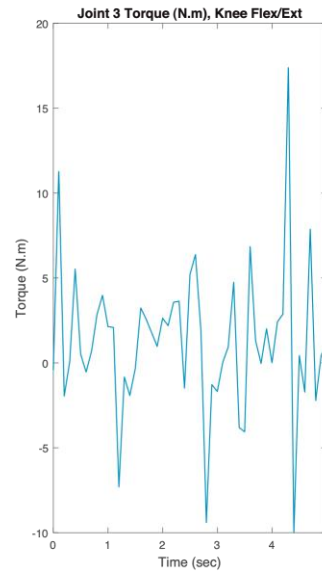
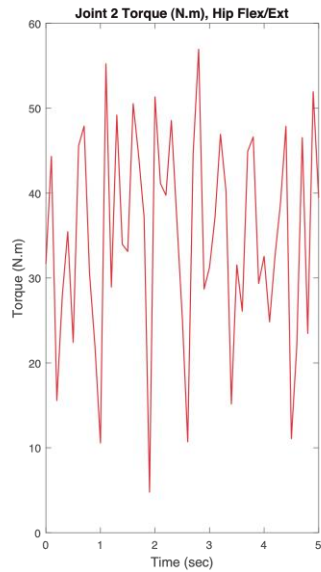
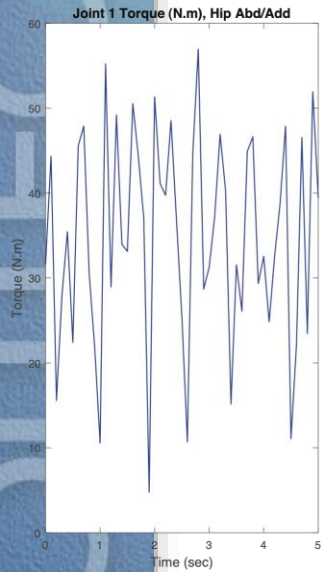
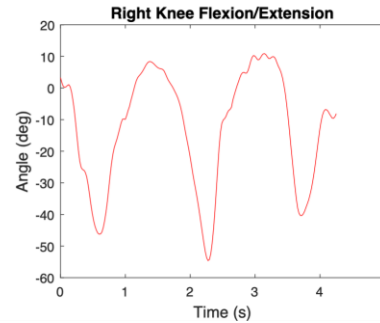
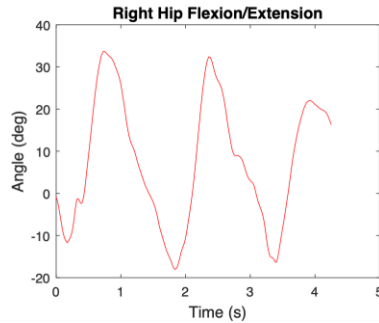
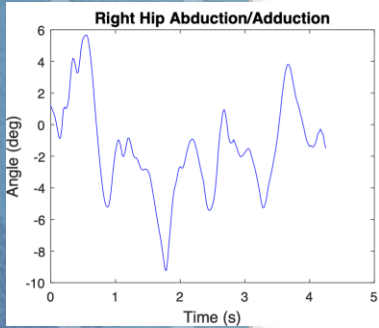


# Concepto: sensor mecánico

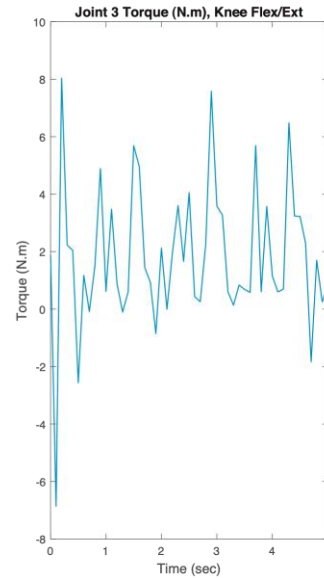
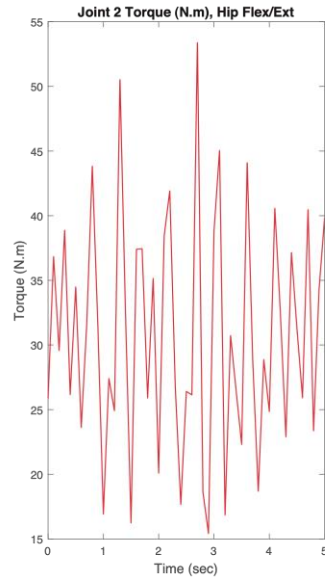
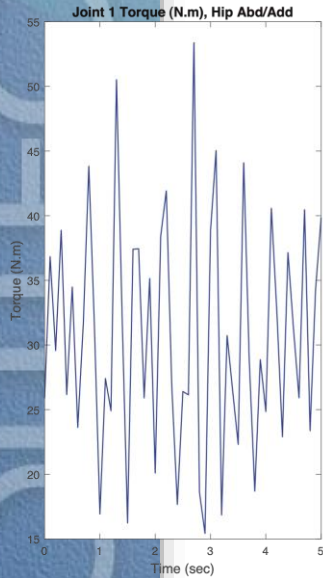
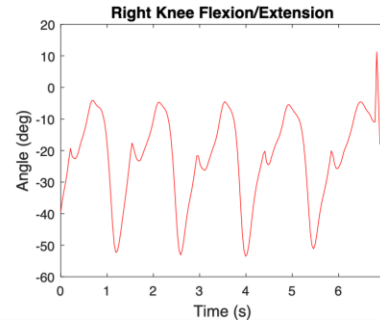
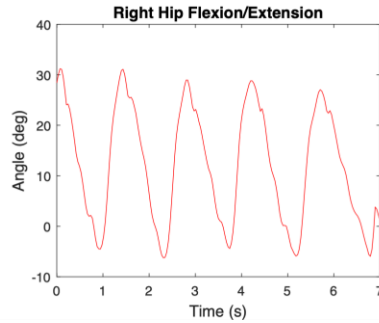
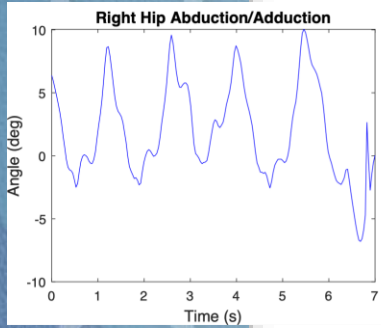
## d. Primer diseño



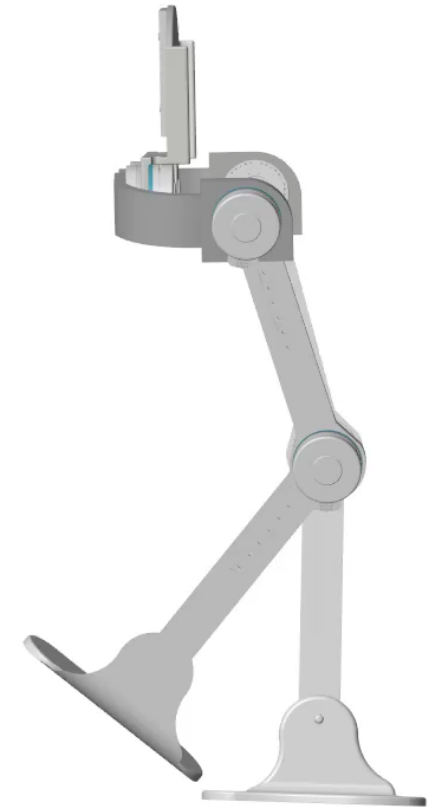
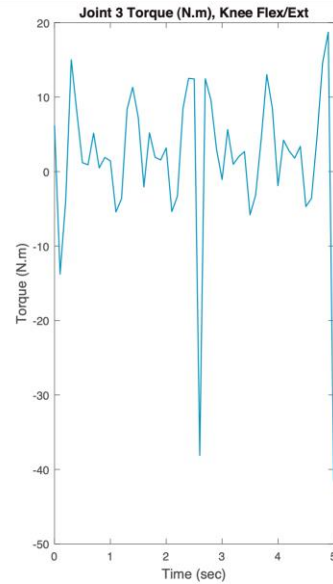
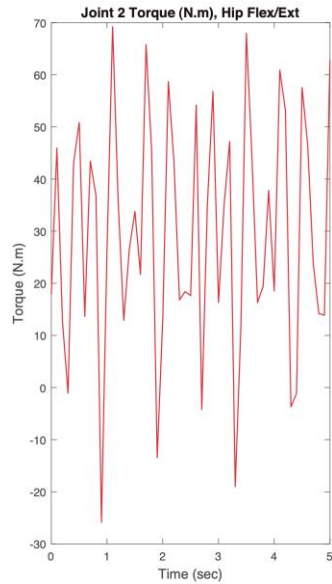
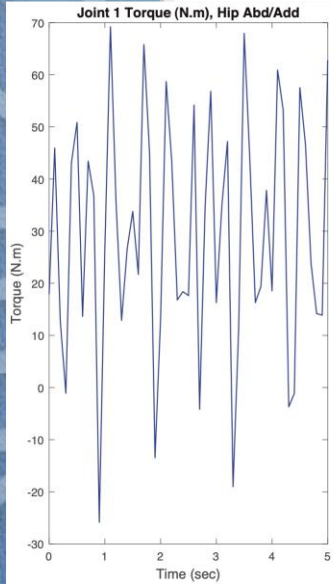
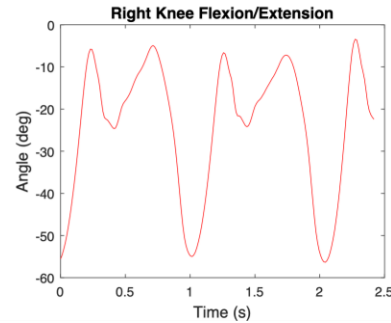
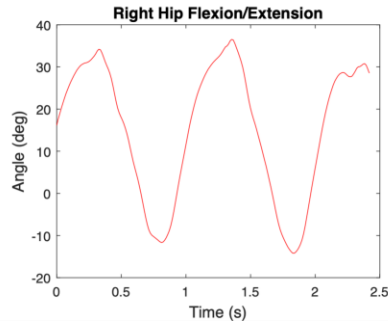
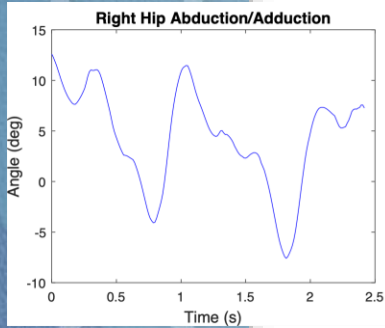
# Patient 1 (Multiple Sclerosis)



# Patient 2 (Multiple Sclerosis)

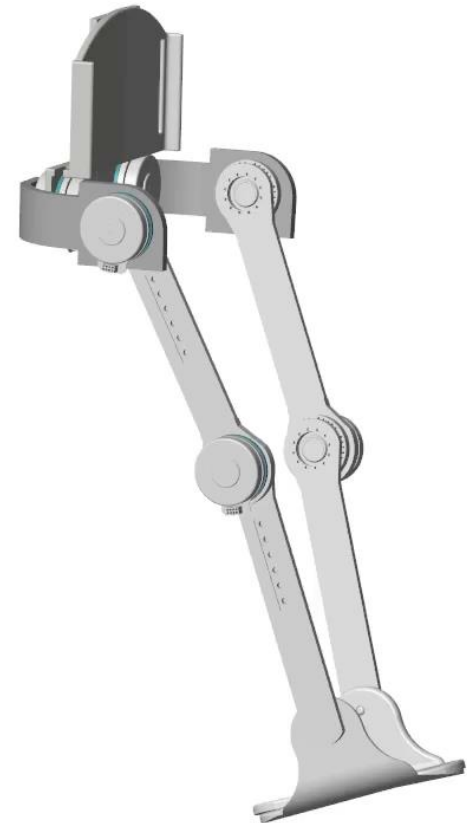
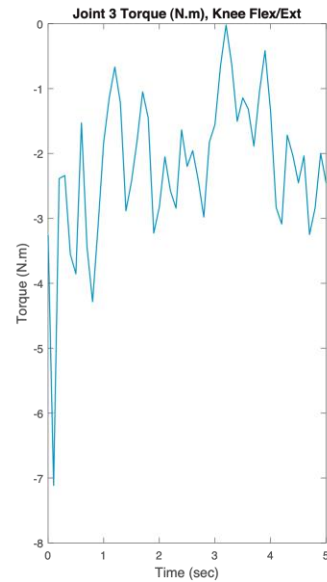
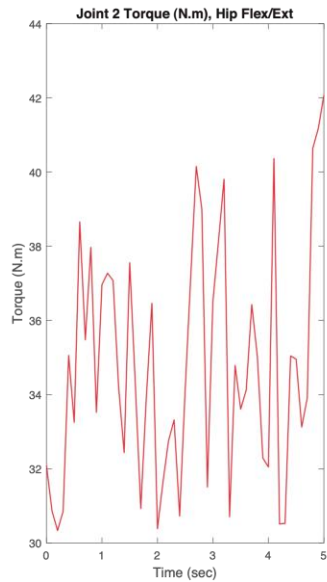
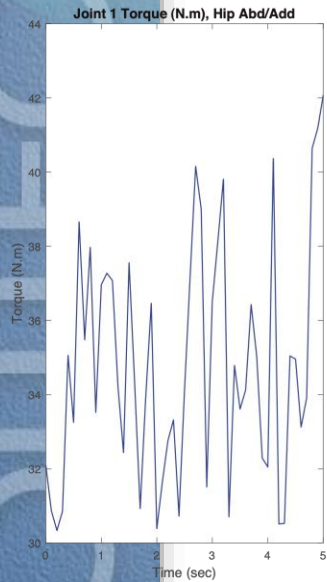
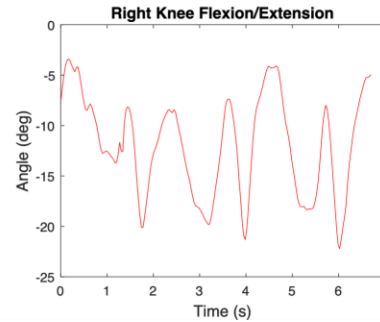
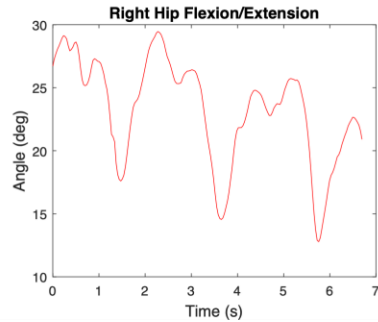
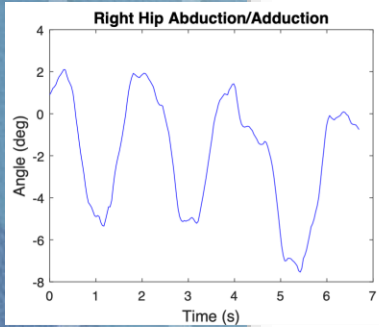


# Patient 3 (Multiple Sclerosis)

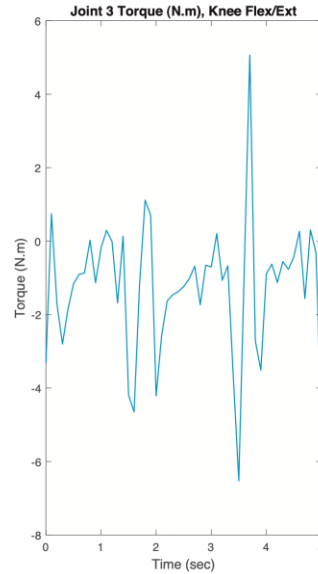
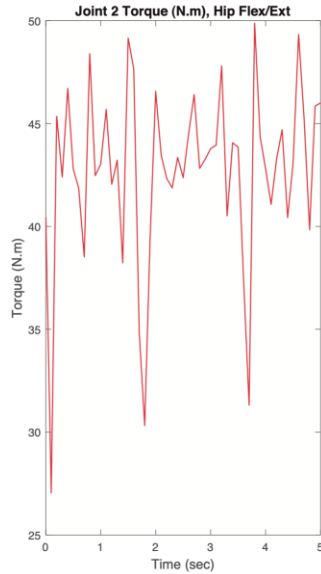
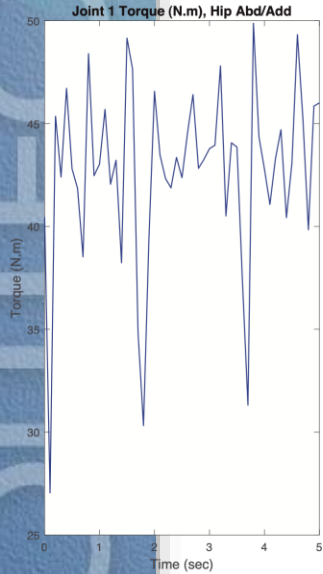
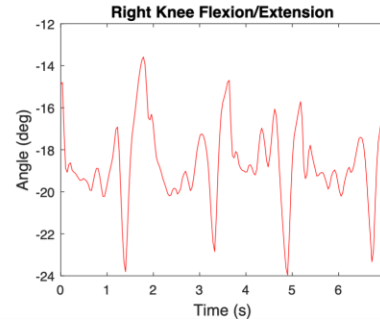
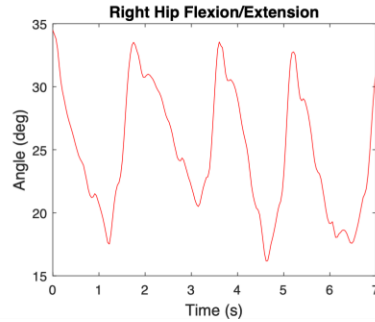
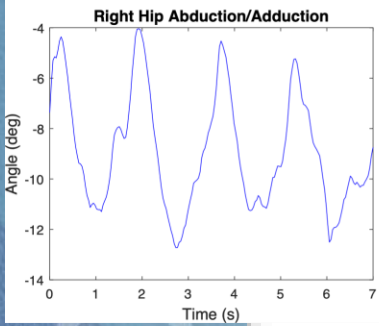




# Patient 4 (Multiple Sclerosis)



# Patient 5 (Multiple Sclerosis)



## Conclusión y Avances en....

- Todos los estudios publicados en el área de robótica de rehabilitación se muestran favorables al uso de estas tecnologías.
  - ✓ Hay que hacer investigación con más pacientes y en diferentes patologías.
- **No es posible** que la máquina sustituya al equipo médico involucrado en la rehabilitación de un paciente.
  - ✓ Las máquinas tienen limitaciones.
- Debemos ser rigurosos y demostrar que estas tecnologías mejoran cuantitativamente un proceso de rehabilitación.
  - ✓ Bajar los costes de la tecnología y flexibilizar la regulación

## Conclusión y Avances en....

- Llegar al TRL 8 (fase de investigación clínica) necesita una inversión de 1.0M€
  - ✓ **El 40% es para cumplir la fase regulatoria previa a la investigación clínica (ensayos destructivos)**
- **Buscamos indicadores de eficiencia** en la rehabilitación con nuestra máquina.
  - ✓ **Medir es la clave.**
- **No estamos listos para que el robot esté en casa** (ni la tecnología, ni la investigación clínica, ni la legislación).



# ROBOTICA



La ciencia no es sino una perversión de sí misma, a menos que tenga como objetivo final el mejoramiento de la humanidad.

*Nikola Tesla*  
(1856-1943)