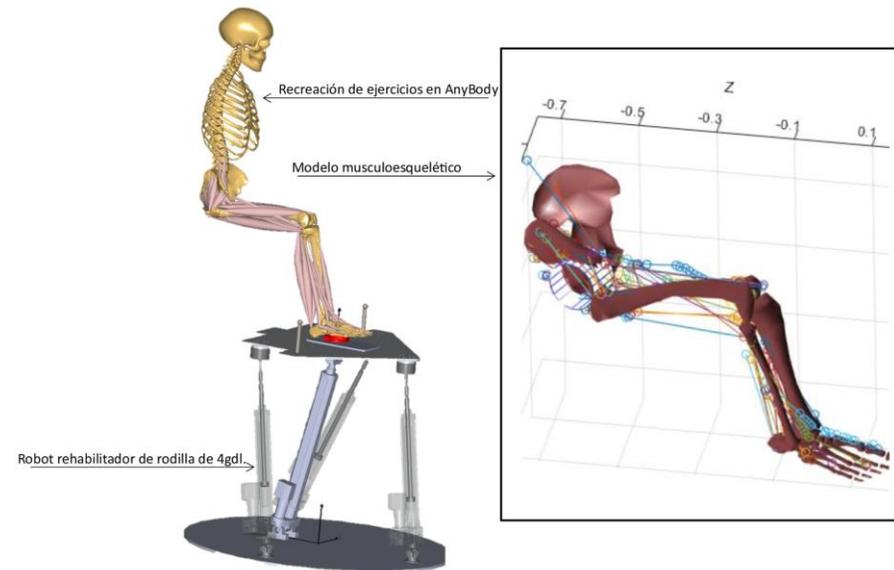


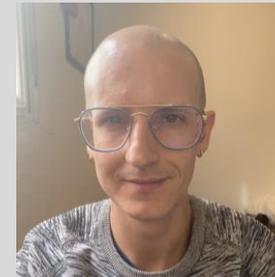
El webinar está cerca de comenzar...

Validación con AnyBody de un modelo musculoesquelético en tiempo real



Agenda

- Introducción general a AnyBody Modeling System
- Presentación de Pau Zamora Ortiz
 - *Validación con AnyBody de un modelo musculoesquelético en tiempo real*
- Próximos eventos
- Sesión de Preguntas & Respuestas



Presentador:

Pau Zamora Ortiz
Investigador en Ingeniería
Biomecánica
Universidad Politécnica de
Valencia

Anfitrión:

Alberto Sánchez
Alvarado
Fundador de Research
& Performance
Biomechanics



Panel de Control

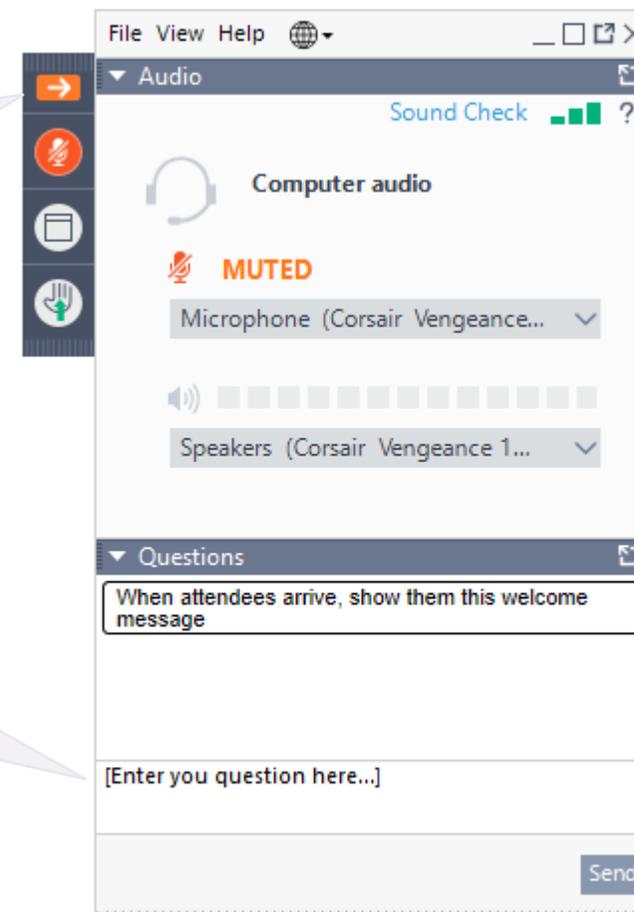
El Panel de Control está a la derecha de su pantalla

Envíe sus preguntas o comentarios en la sección: Questions panel (Panel de preguntas)

Las preguntas serán respondidas al final de la presentación. En caso que su pregunta no sea atendida durante el Webinar, le daremos respuesta por medio del correo electrónico.

Expandir/Minimizar el Panel de Control

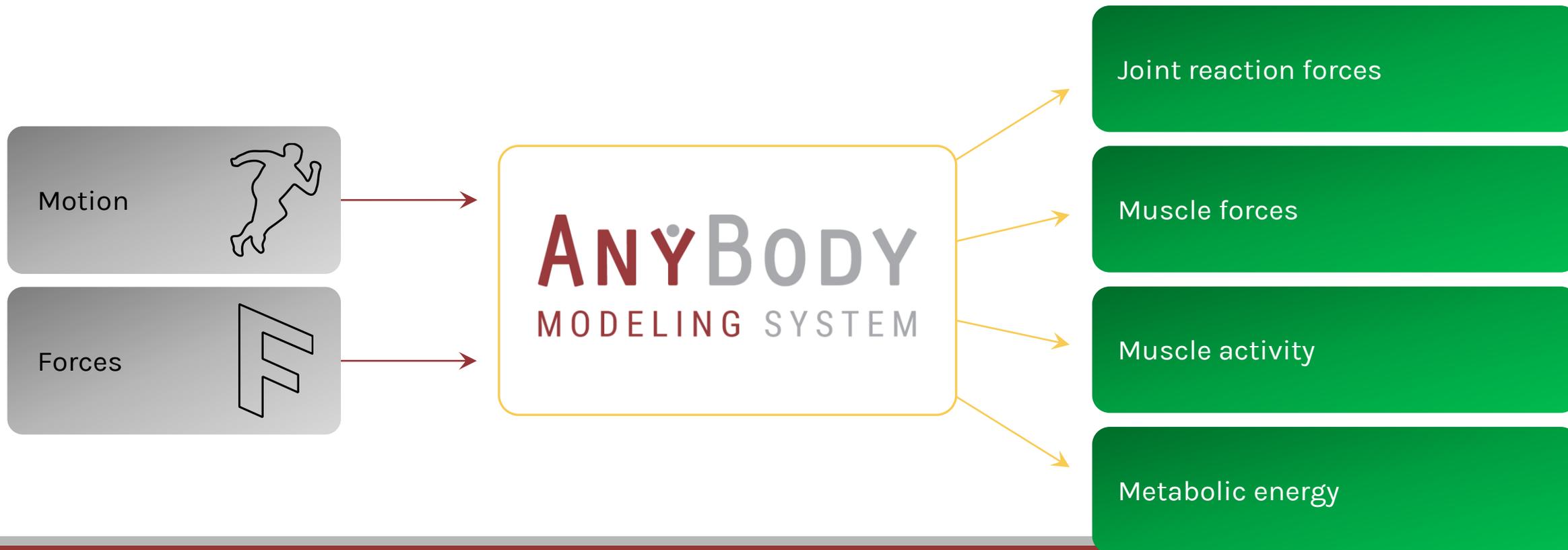
Haga su pregunta durante la presentación



Simulación Musculoesquelética

- **INPUT** • Datos de movimiento

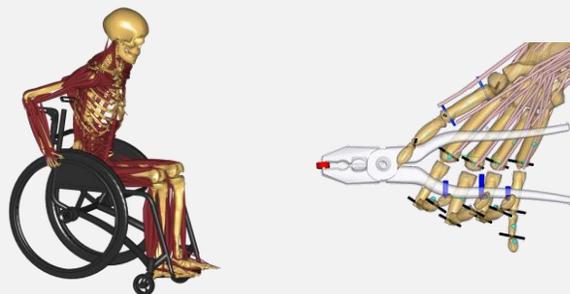
- **OUTPUT** • Cargas internas del cuerpo





Análisis de movimiento

Diseño y optimización de productos

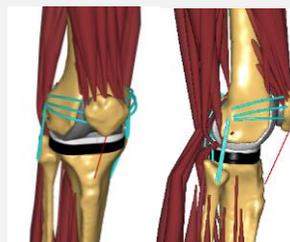


Ergonomía con/sin exoesqueletos

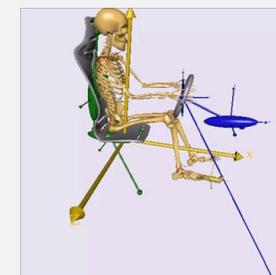


ANYBODY
MODELING SYSTEM

Ortopedia y Rehabilitación



Deportes



Industria automotriz

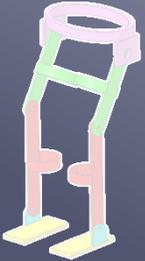
Flujo de trabajo



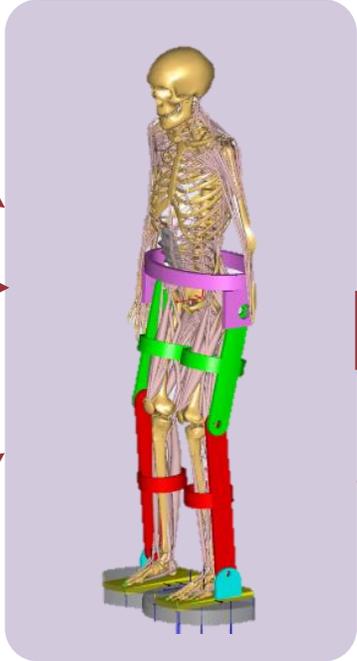
Movimiento y aceleraciones



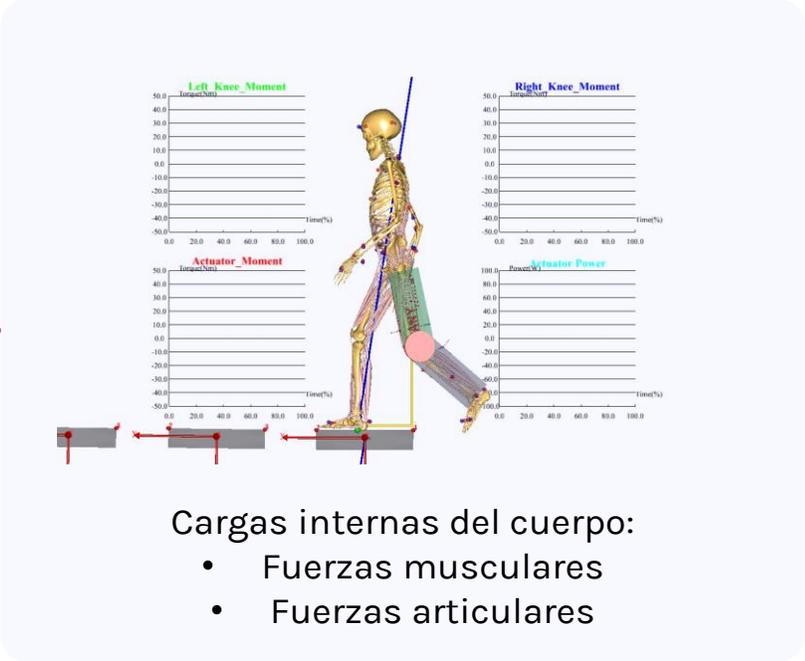
Modelo del cuerpo



Model del entorno

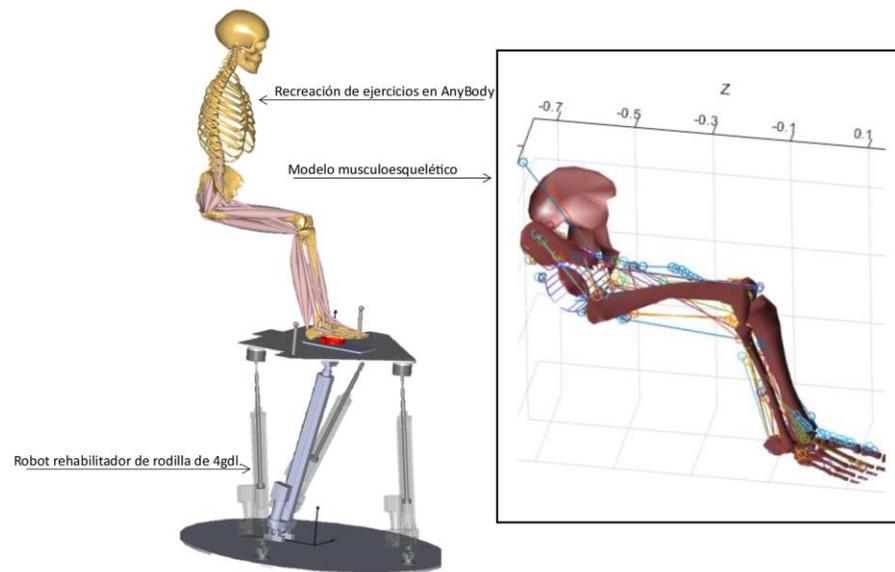


Simulación
Dinámica inversa
Reclutamiento muscular

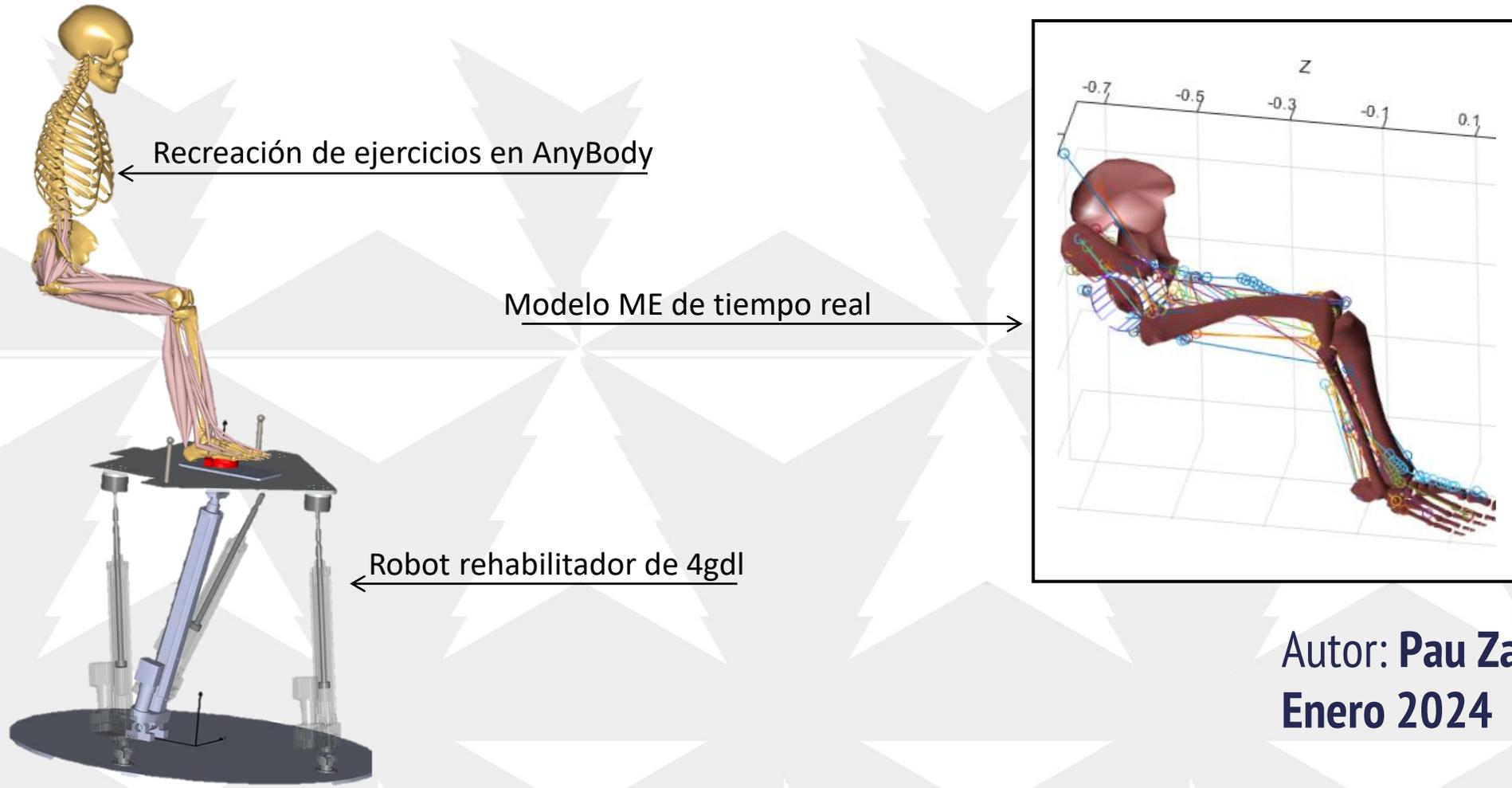


Optimización del diseño

Presentación de Pau Zamora Leandro



Validación con AnyBody de un modelo musculoesquelético en tiempo real.



Autor: **Pau Zamora Ortiz**
Enero 2024

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN

- Objetivos.

2. Modelo de Tiempo Real

- Características del modelo.
- Cinemática.
- Dinámica.
- Resolución muscular.

3. PROCESO DE VALIDACION

- Dificultades de validación.
- Pasos de la validación.

4. COMPARACIÓN CON ANYBODY

- Modelo de AnyBody empleado y diferencias entre modelos.
- Proceso de comparación.
- Fechas del Gran Reto.
- Datos empíricos.

5. PRUEBA DE ROBUSTEZ

- Marcadores usados
- Parámetros inerciales.

6. HERRAMIENTAS PROPUESTAS CON EL MODELO ACTUAL

- Envoltura de fuerza.
- Fuerza externa equivalente.

7. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

1

INTRODUCCIÓN

- **Objetivos.**

Objetivos

1

Modelo del miembro inferior

Desarrollo de un modelo del miembro inferior para ser empleado conjuntamente con el robot de rehabilitación de la rodilla.

2

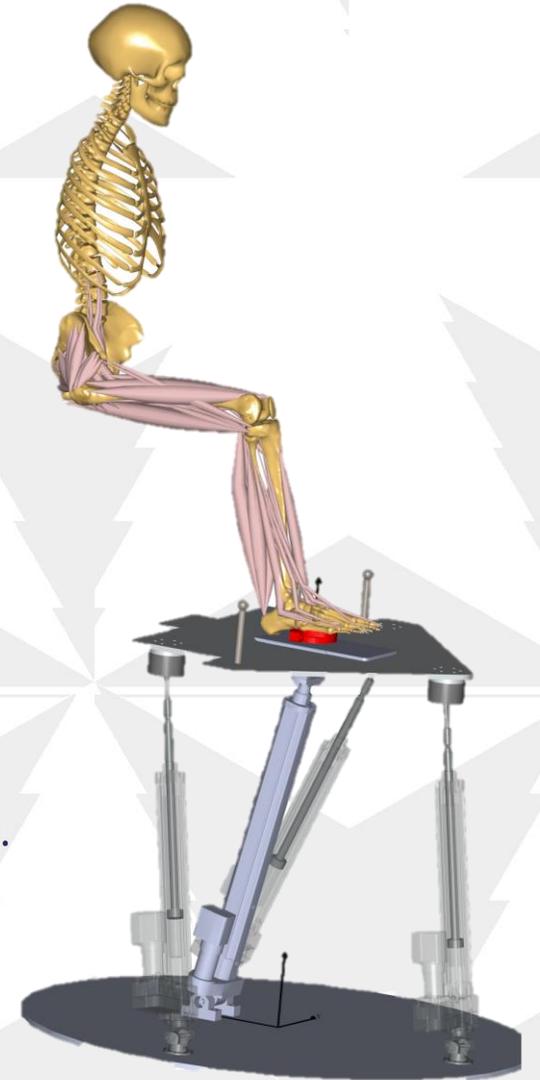
Validación del modelo

Proceso de validación del modelo comparando los resultados del mismo con datos de otros modelos y datos empíricos y análisis de solidez de los componentes del modelo.

3

Desarrollo herramientas rehabilitación

Desarrollo de la envolvente de fuerzas para la estimación de la máxima fuerza. Cálculo de la fuerza externa equivalente para la activación muscular deseada.



2

Modelo de Tiempo Real

- Características del modelo.
- Cinemática.
- Dinámica.
- Resolución muscular.

Características del modelo

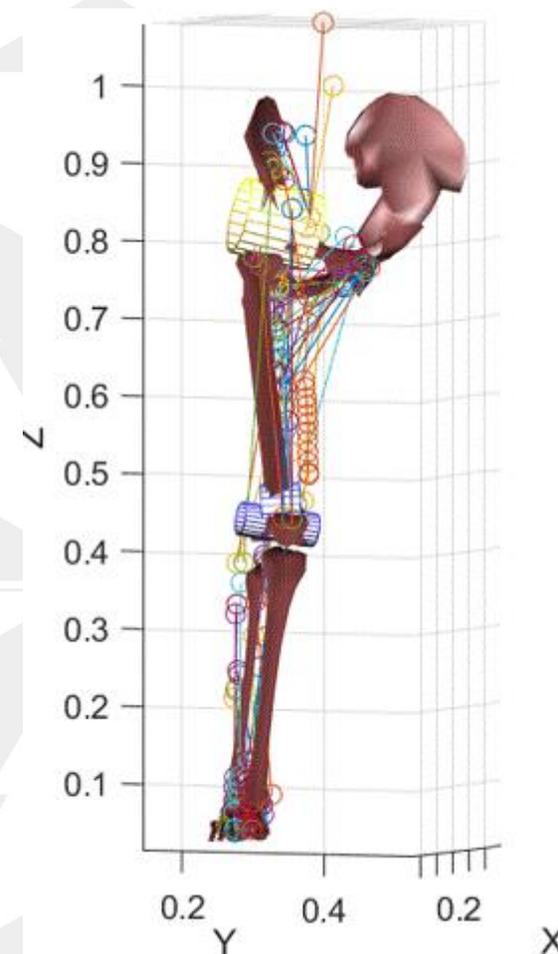
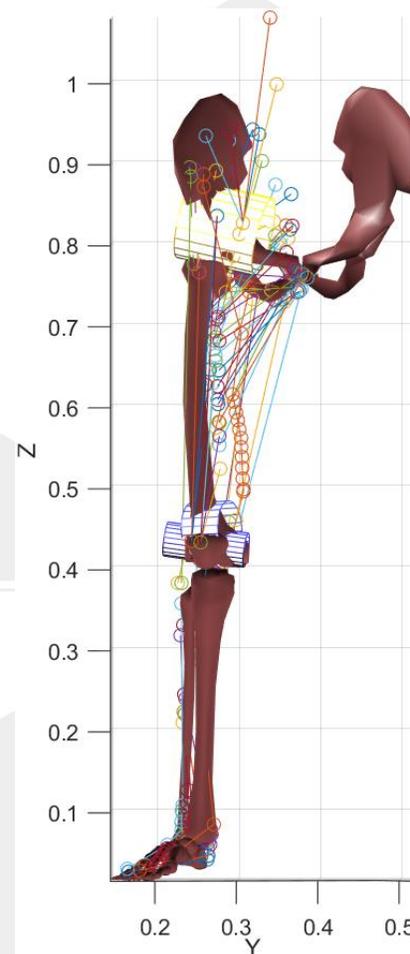
6 Grados de Libertad

Disección de Klein Horsman (2007)

Ejercicios calibración cadera y rodilla

Modelo cuasiestático

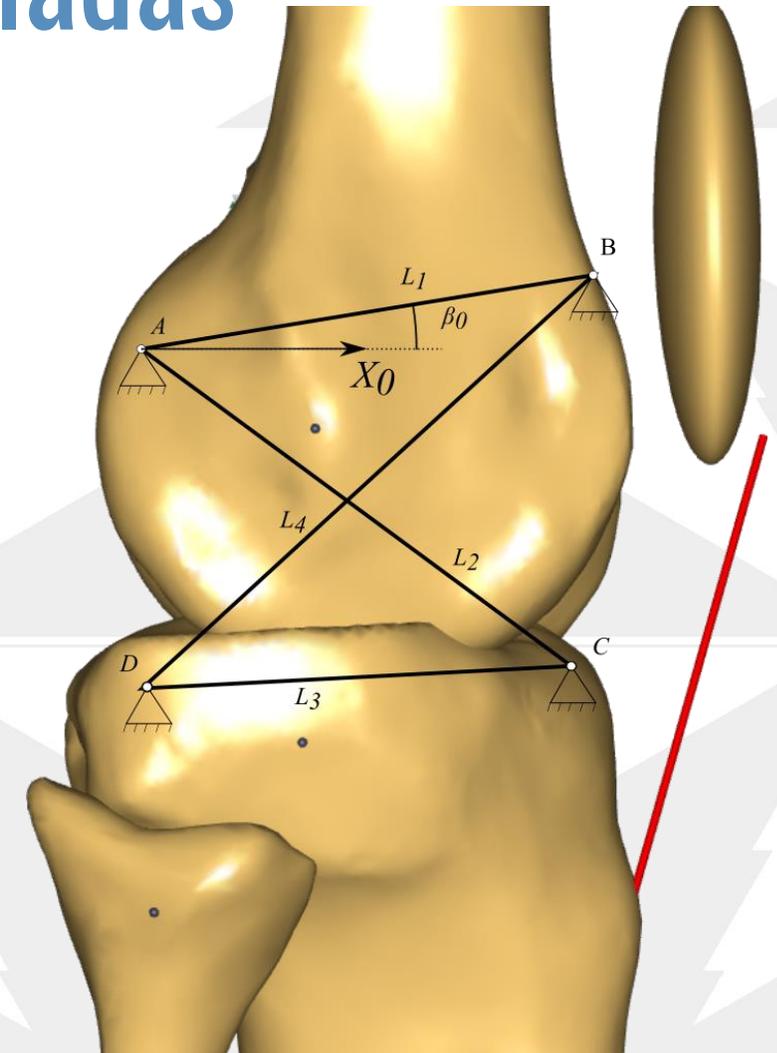
Programado en MATLAB y C++



Modelado de las articuladas

Articulaciones:

- La cadera es modelada como una junta esférica.
- La rodilla se modeló con un cuadrilátero articulado.
- El tobillo se modeló con 2 articulaciones de revolución.
- La cadena cinemática se modeló con Denavit-Hartenberg.



Dinámica Inversa

Principio Trabajos Virtuales:

$$\vec{Q} = \vec{\tau} + \sum_{i=1}^n (J_{F_i}^T \vec{F}_i)$$

Equilibrio fuerzas generalizadas:

$$\sum_{i=1}^{n_{mus}} (J_{F_i}^T \vec{F}_i) = - \sum_{j=1}^{n_{ext}} (J_{F_j}^T \vec{F}_j)$$

Brazos de palanca musculares:

$$J_{F_i}^T \vec{F}_i = J_{F_i}^T \vec{u}_i \cdot F_i = \vec{C}_i F_i$$

Resolución dinámica inversa

Condiciones de Karush-Kuhn-Tucker:

Función objetivo:

$$\min(\sum(\sigma_i^2))$$

Condiciones de igualdad:

$$\sum_{i=1}^{n_{mus}} (\sigma_i \vec{B}_i) = -\vec{\tau}_{ext}$$

Condiciones de desigualdad:

$$\sigma_i \geq 0$$

Solución directa de las condiciones de KKT

Resolución dinámica inversa

Función con las condiciones de KKT (ejemplo para 2gdl):

$$F = \sum (\sigma^2) - \lambda_1 \left(\sum_{i=1}^{n_{mus}} (\sigma_i B_{i1}) - \tau_1 \right) - \lambda_2 \left(\sum_{i=1}^{n_{mus}} (\sigma_i B_{i2}) - \tau_2 \right) + \sum (\mu_i \sigma_i)$$

Resolución:

$$\sigma_i = \frac{\lambda_1 B_{1i} + \lambda_2 B_{2i}}{2}$$

$$\begin{bmatrix} \frac{\sum(B_{1i}^2)}{2} & \frac{\sum(B_{1i}B_{2i})}{2} \\ \frac{\sum(B_{1i}B_{2i})}{2} & \frac{\sum(B_{2i}^2)}{2} \end{bmatrix}^{-1} [\vec{\tau}] = [\vec{\lambda}]$$

Resolucion dinámica inversa

Se considera todos los $\mu_i = 0$ y se calcula las tensiones musculares.



Algún $\sigma_i < 0$

No

Se calculan las fuerzas musculares cuya $\sigma_i > 0$ y el resto dejamos a 0.

Si

Se desactivan los músculos con tensiones negativas. No se consideran sus coeficientes en el cálculo de los multiplicadores de Lagrange.

No

Algún $\sigma_i < 0$ nuevo.

Si



3

PROCESO DE VALIDACION

- Dificultades de validación.
- Pasos de la validación.

Dificultades de la validación

- **Una validación objetiva no es posible en modelos musculoesqueléticos.**
- **Es imposible medir las fuerzas musculares reales con técnicas no invasivas.**
- **La coactivación muscular cambia entre personas.**
- **La coactivación muscular depende de los ejercicios.**
- **No hay una gran cantidad de datos empíricos para la validación.**
- **Los datos empíricos existentes utilizan sujetos de avanzada edad.**

Validation process

- 1 Pregunta de investigación
- 2 Prototipo y plan de verificación
- 3 Verificación del modelo
- 4 Comparación de resultados con “Gold Standard” y datos empíricos
- 5 Análisis de solidez
- 6 Documentación del modelo
- 7 Generar predicciones e hipótesis comprobables

Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement

Hicks (2015)

4

COMPARACIÓN CON ANYBODY

- Modelo de AnyBody empleado y diferencias entre modelos.
- Proceso de comparación.
- Fechas del Gran Reto.
- Datos empíricos.

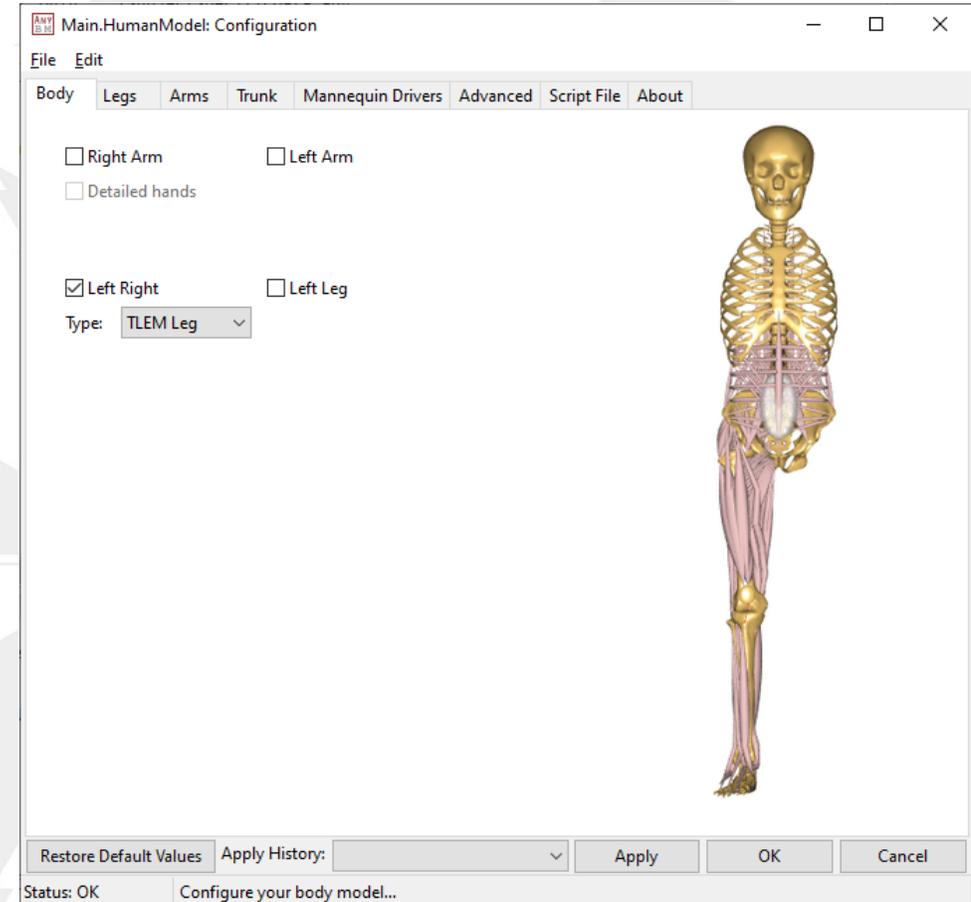
Modelo de Anybody

Configuración del modelo:

- The Twente Lower Extremity Model 1.2.
- Modelo muscular de Hill desactivado.
- Extremidad inferior derecha.
- Sensor de fuerza móvil.

Diferencias entre los modelos:

- Disección del tobillo.
- Rodilla y la cadera.



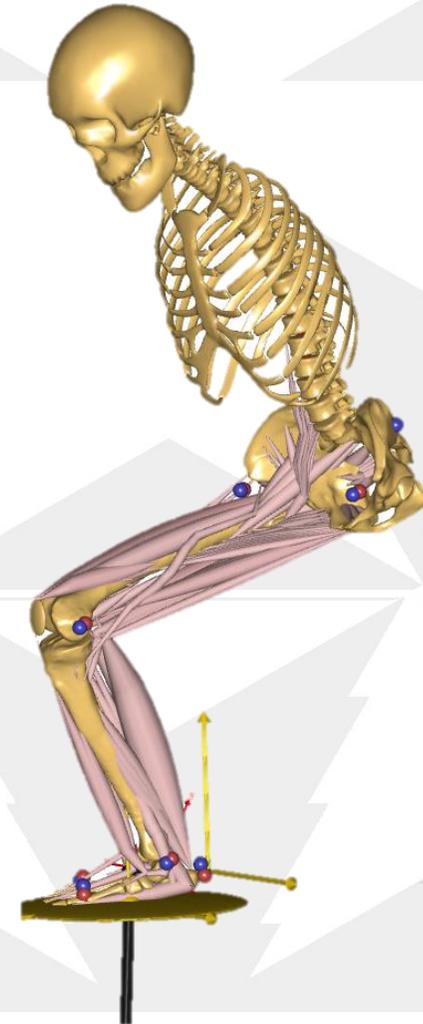
Proceso de comparación

Datos experimentales:

- Flexión de cadera, rodilla y tobillo y fuerzas generalizadas.
- Fuerzas musculares.

Grand Challenge:

- Flexión de cadera, rodilla y tobillo y fuerzas generalizadas.
- Fuerzas musculares.
- Electromiografía.
- Fuerzas de contacto normales de rodilla.



Comparación “Gold Standar”

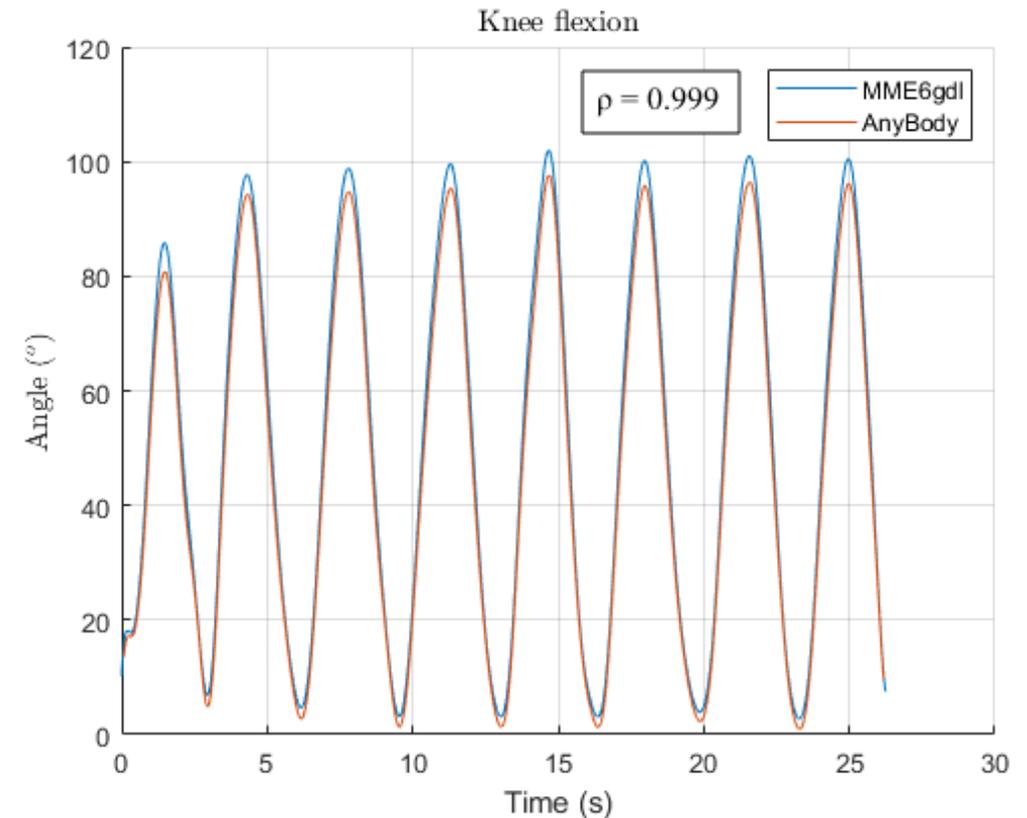
Articulaciones:

- Las articulaciones presentan resultados comparables, especialmente la cadera y la rodilla.
- El tobillo no está de acuerdo por la diferencia de datos.

Cadera Rodilla Tobillo

Ángulo flexión: 0.906 0.999 0.970

Fuerza generalizada: 0.880 0.954 0.680

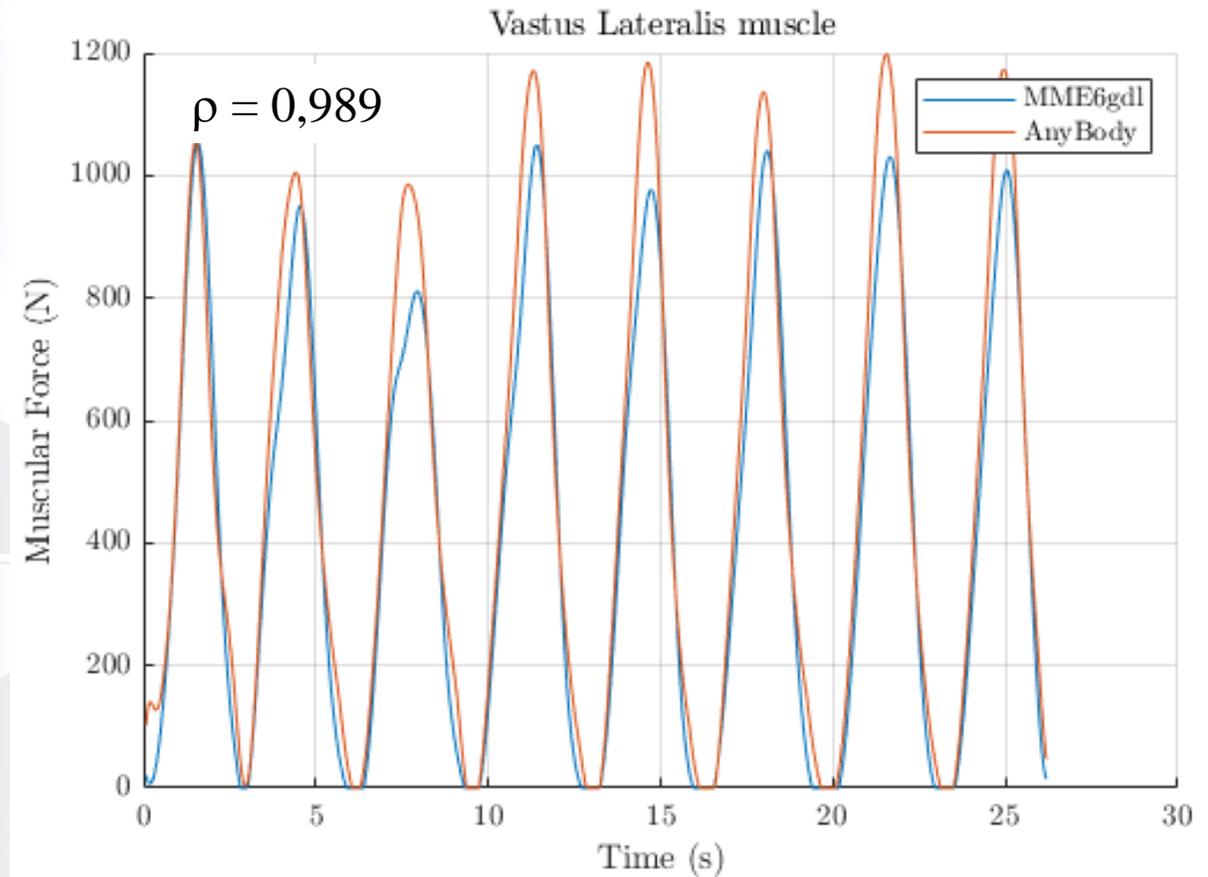


Comparación “Gold Standar”

Conclusiones de comparaciones:

- La correlación muscular es alta en los músculos más relevantes para el ejercicio, el vasto.

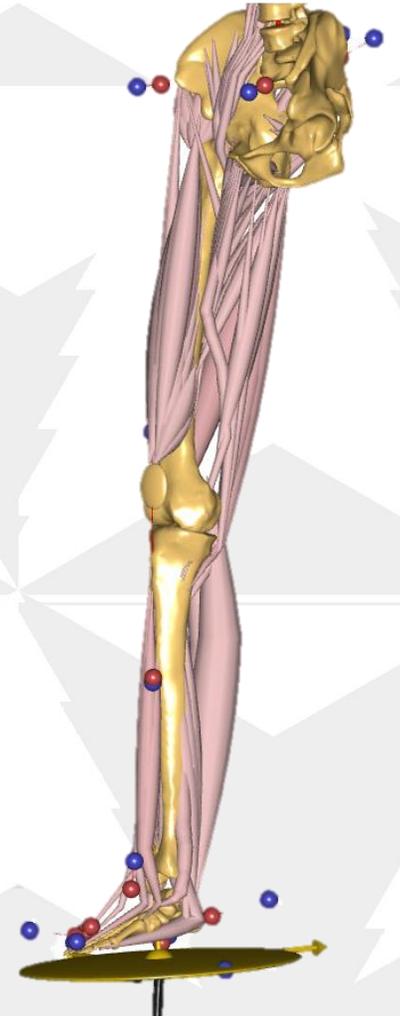
	Vastus medial	Gluteus maximum	Rectus femoris	Iliopsoas Lateral
Correlacion :	0.906	0.644	-0.300	0.843
	Gastrocnemius	Sartorius	Semimembranosus	
Correlacion:	0,868	0,872	0.617	



Comparación datos experimentales

Comparacion “Grand Challenge”:

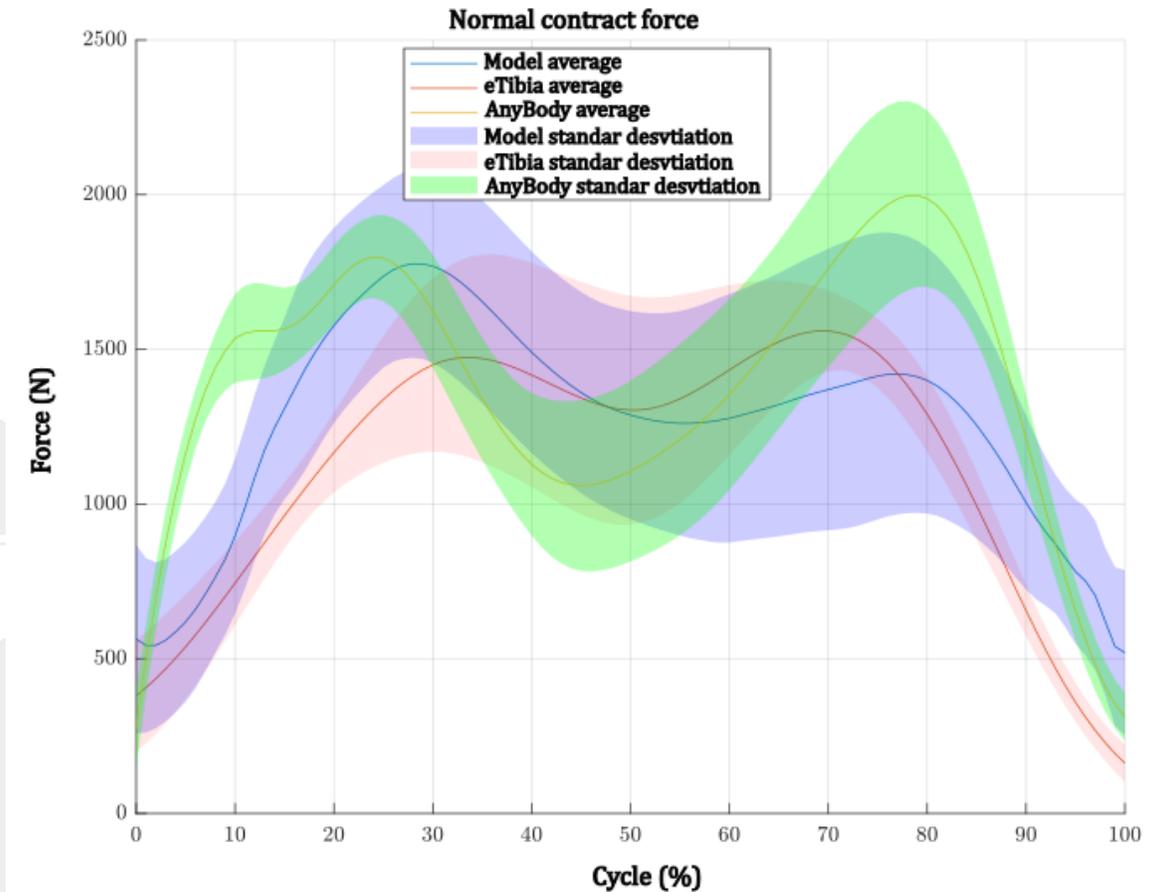
- Sexta Competición “*Grand Challenge Competition to Predict In Vivo Knee Loads*”.
- Los ejercicios se simularon en AnyBody y el modelo actual.
- Fuerzas musculares estimadas entre los dos modelos.
- Contacto normal estimado de rodilla entre modelos.



Comparición con datos empíricos

Conclusiones comparación:

- Correlacion EMG - RTM : Mean: 0,18.
- Correlacion EMG - AnyBody : Mean : 0,18.
- Correlacion AnyBody - RTM : Mean : 0,71.
- Correlacion eTibia - RTM : Mean : 0,64.
- Correlacion eTibia - AnyBody: Mean : 0,46.



5

PRUEBA DE ROBUSTEZ

- Marcadores.
- Parámetros inerciales.

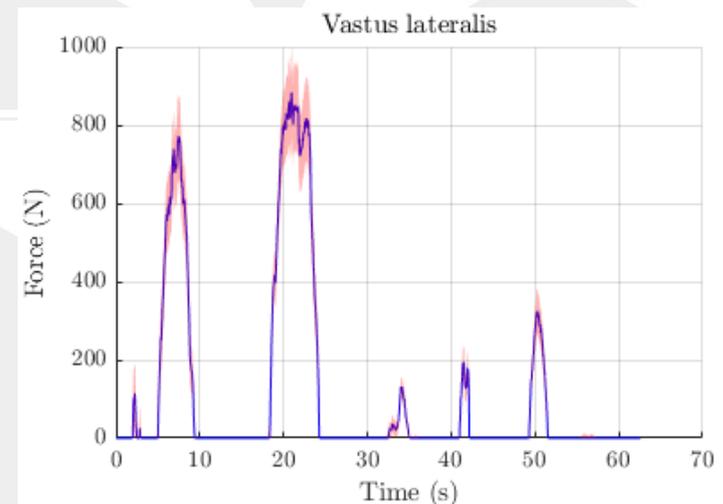
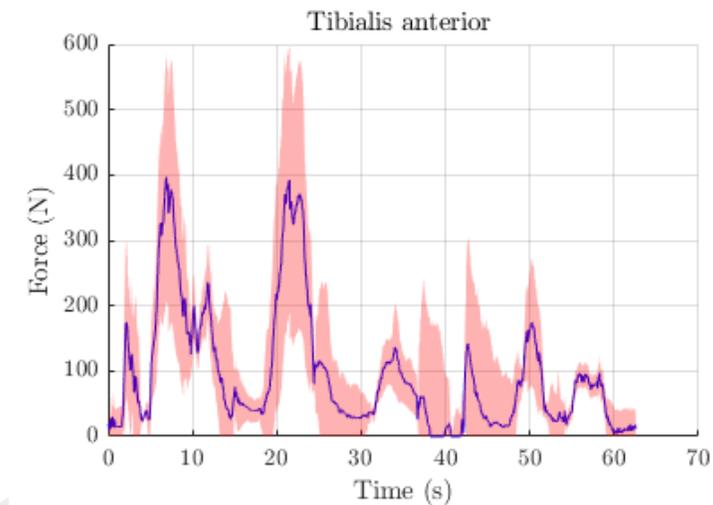
Prueba de robustez

Posicionado de los marcadores:

- Comprobación del error en el posicionamiento de los marcadores, datos de Della Croce (1999).
- Ejercicios de Flexión/Extensión de Rodilla utilizando el robot de rehabilitación.

Resultados:

- Error aprox. el 15% en el cálculo de las fuerzas musculares.
- Error en Gastrocnemio y Sóleo mucho mayor.



Prueba de robustez

Parámetros inerciales:

- Comprobación del error en la estimación del CdM y la masa de los segmentos.
- Parámetros inerciales obtenidos de Dumas (2007).
- Error extraído de los datos de McConville (1980) y Young (1983).

Resultado:

- Error menor de 0.1%.

Segment	Man		Woman	
	Masa	CoM	Masa	CoM
Femur	17,1 %	9,9 mm	21,5 %	10,1 mm
Tibia	16,3 %	9,7 mm	20,8 %	6,7 mm
Foot	15,9 %	4,1 mm	14,8 %	3,7 mm

6

HERRAMIENTAS PROPUESTAS CON EL MODELO

- Envolverte de fuerzas.
- Fuerza externa equivalente.

Herramientas para la rehabilitación

Envolvente de fuerza:

- Nube de vectores que representan la máxima contracción voluntaria (MCV) en el extremo del modelo.

Fuerza externa equivalente:

- Fuerza externa necesaria para lograr la activación muscular deseada en un músculo concreto.

Envolvente de fuerzas

- **Objetivo:** Optimizar los ejercicios de rehabilitación.
- Conociendo la MCV de un sujeto es posible optimizar las adaptaciones musculares.

Envolvente de fuerzas

Métodología

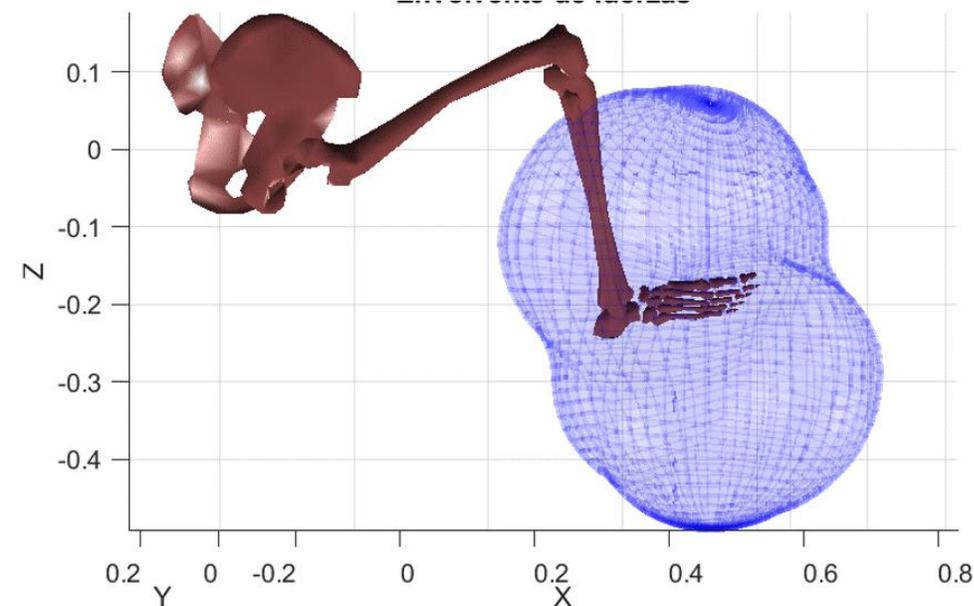
- Se transforman las fuerzas musculares en fuerzas equivalentes en el pie:

$$\begin{bmatrix} \vec{F}_{Pie} \\ \vec{M}_{Pie} \end{bmatrix} = J_{Pie}^{-T} \vec{B}_i \sigma_i$$

- Se genera una esfera.
- Se suman las fuerzas equivalentes de cada músculo:

$$\begin{bmatrix} \vec{F}_{u_i} \\ \vec{M}_{u_i} \end{bmatrix} = \sum [\max(0, (J_{Pie}^{-T} \vec{B}_i \sigma_i) \cdot \vec{u}_i)] \cdot \vec{u}_i$$

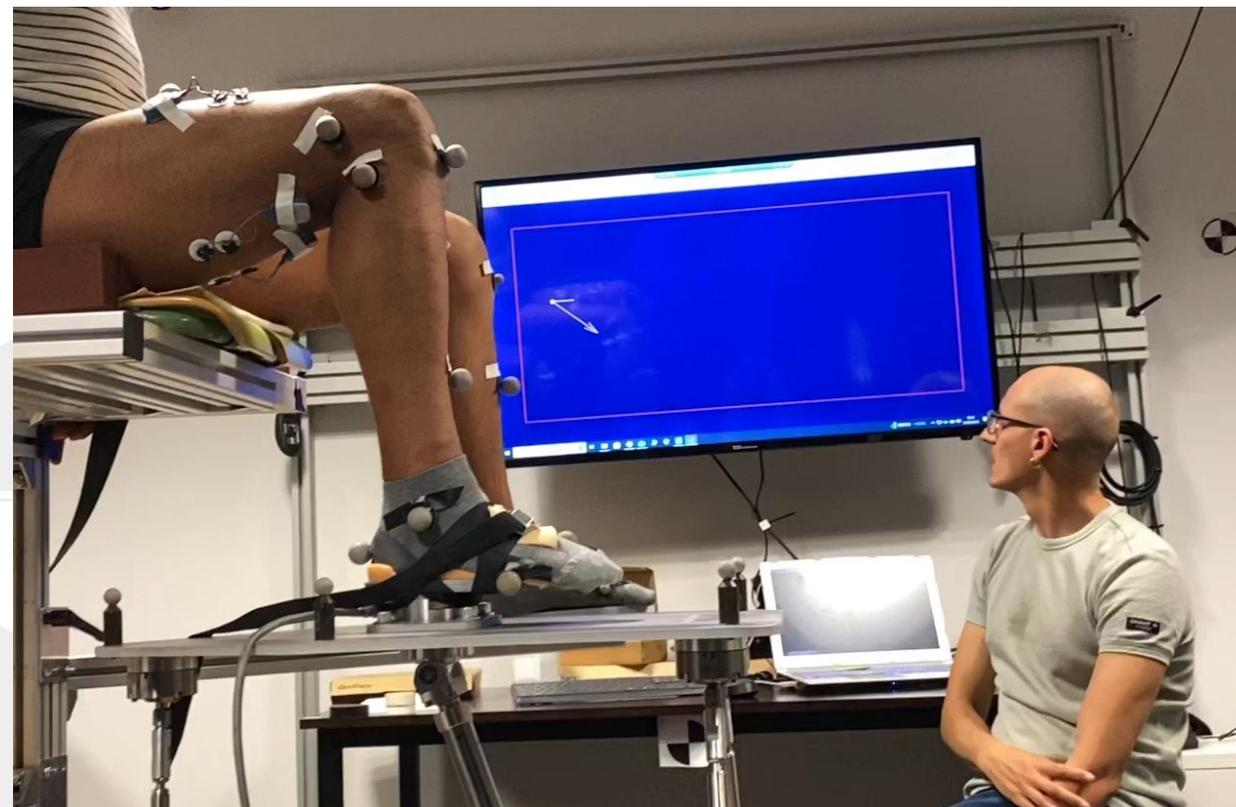
Force envelope



Envolvente de fuerzas

Experimentos actuales:

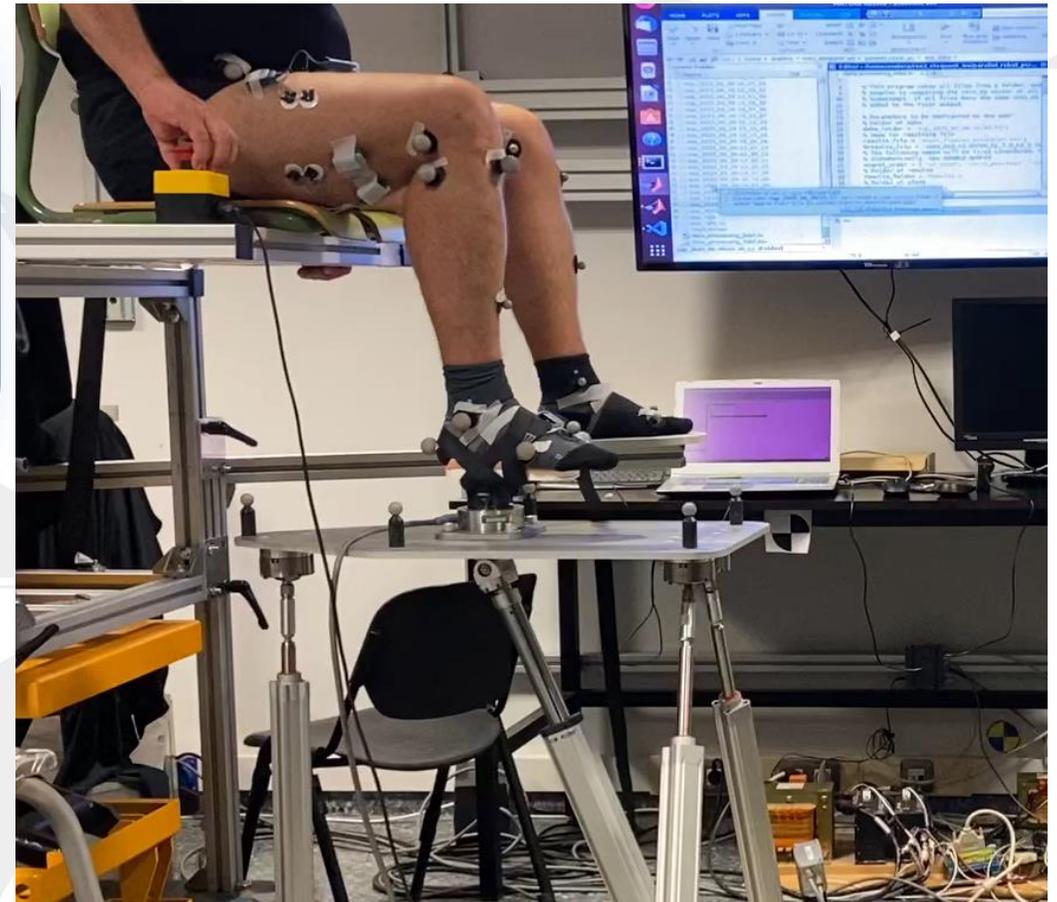
- Calibración de círculo vectorial con MVC.
- Extensión/flexión de rodilla con control de fuerza.
- Comparación de la activación estimada por EMG y la envolvente.



Envolvente de fuerzas

Resultados:

- Correlación de músculos agonistas.
 - Isquiotibiales $\rho = 0,83$.
 - Cuádriceps $\rho = 0,79$.



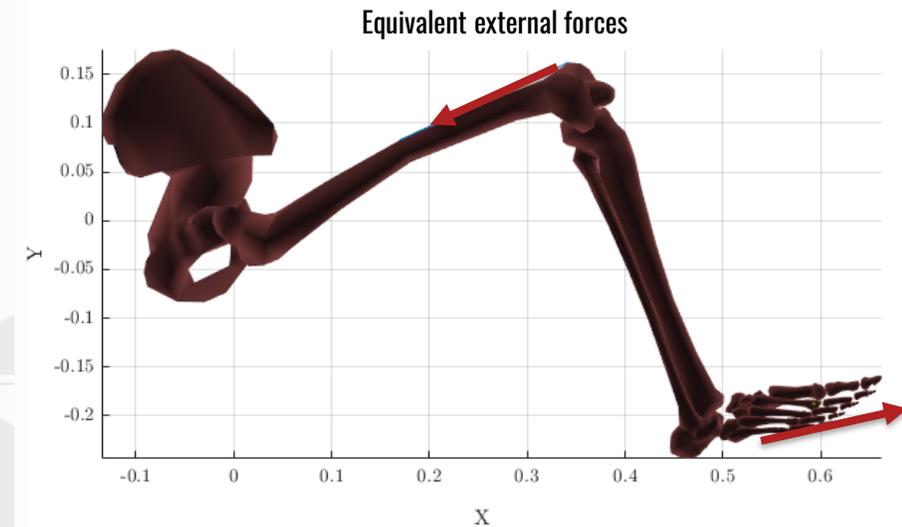
Fuerza externa equivalente

- **Objetivo:** Crear trayectorias y ejercicios enfocados a trabajar específicamente el músculo deseado.
- Conocido el vector director que optimiza el trabajo del músculo es posible optimizar las trayectorias.

Fuerza externa equivalente

Métodología

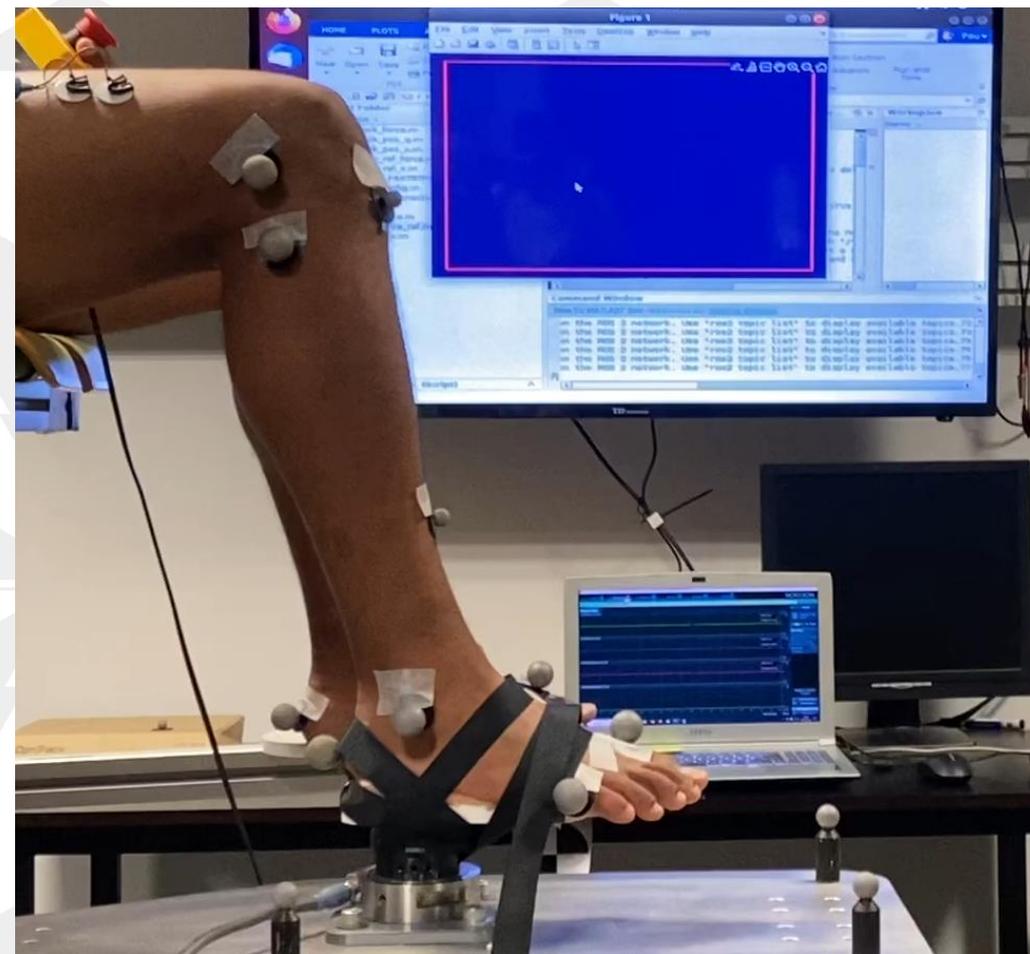
- Cálculo de la tensión muscular: $\sigma_i = \frac{\sum_j \lambda_j B_{ji}}{2}$
- Para los músculos de 1 gdl, la ecuación la ecuación es determinada: $\lambda_j = \frac{2\sigma_i}{B_{ij}}$
- Se resuelve la dinámica: $\vec{\tau} = A^* \vec{\lambda}$
- Se proyectan las fuerzas generalizadas: $\begin{bmatrix} \vec{F}_{Pie} \\ \vec{M}_{Pie} \end{bmatrix} = J_{Pie}^{-T} \vec{\tau}$



Fuerza externa equivalente

Experimentos actuales:

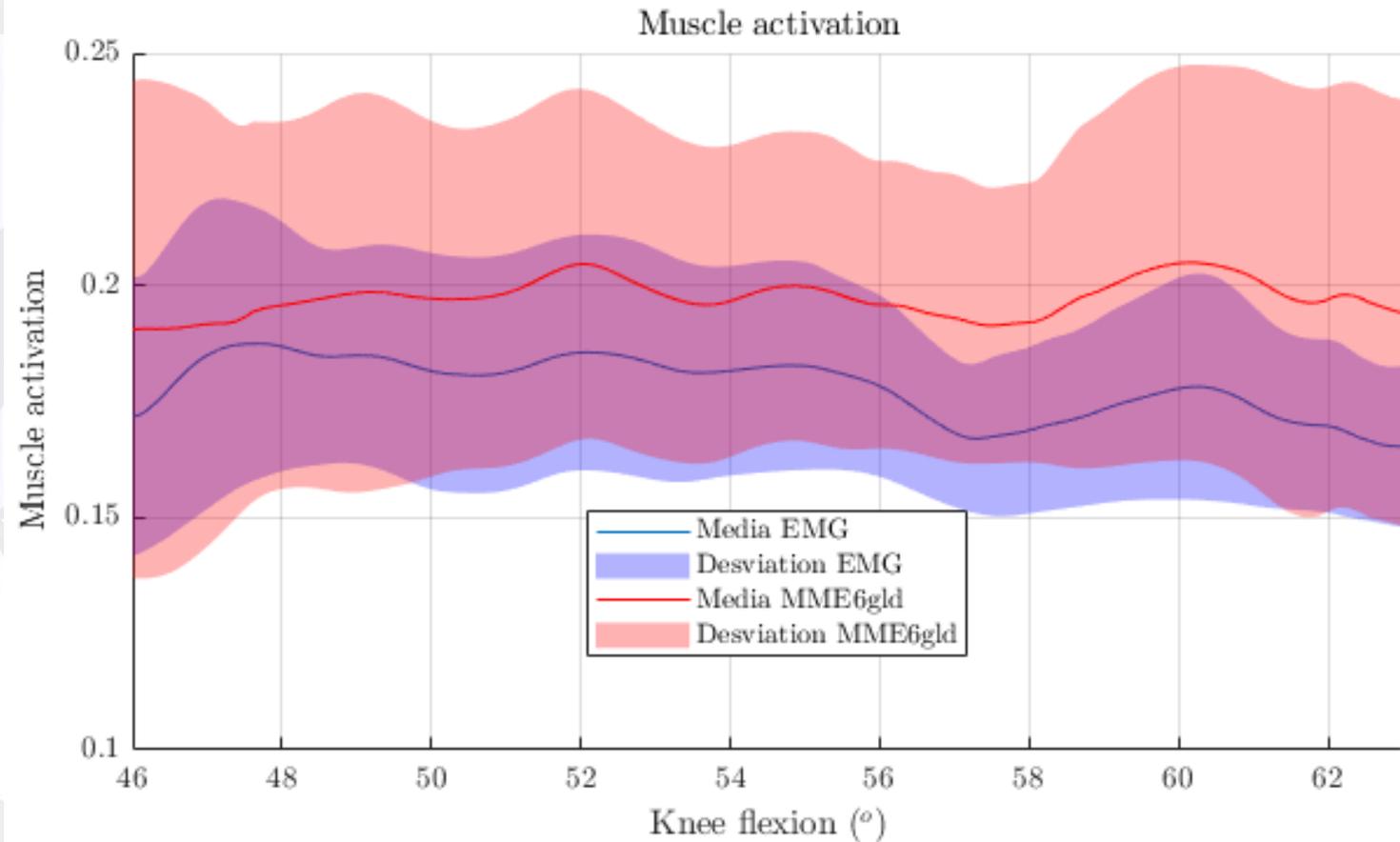
- Cálculo de la fuerza equivalente en una extensión de rodilla.
- Músculo de referencia vasto lateral.
- Comparación entre EMG – fuerza estimada.



Fuerza externa equivalente

Resultados:

- Error de seguimiento de fuerza relativa: 10,35%.
- Error relativo de activación muscular: 10,87%.



7

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Conclusiones

1

Modelo musculoesquelético en tiempo real

Se ha desarrollado un modelo musculoesquelético con seis grados de libertad capaz de calcular en tiempo real las fuerzas musculares y articulares

2

Validación experimental del modelo

El modelo desarrollado ha sido validado y verificado para su uso simultáneo con el robot de rehabilitación.

3

Desarrollo de nuevas herramientas para la rehabilitación

Se han desarrollado dos herramientas de rehabilitación utilizando el modelo ME: la envolvente de fuerza y la fuerza externa equivalente.

Trabajos futuros

1

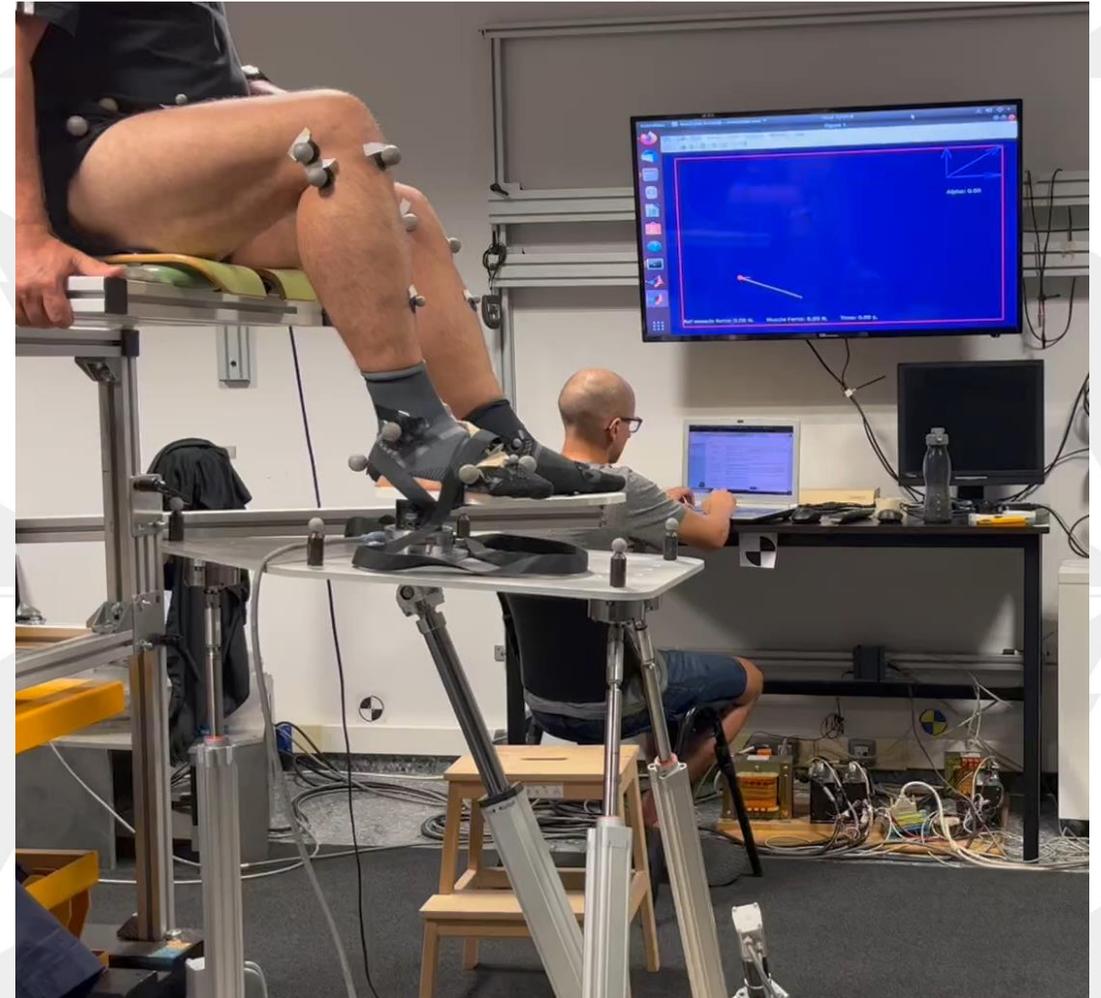
Ejercicios de rehabilitación con pacientes.

Las nuevas herramientas de rehabilitación se aplicarán en el proceso de rehabilitación de pacientes reales donde las nuevas herramientas podrían optimizar el proceso de rehabilitación, mejorar la recuperación del paciente y reducir el tiempo clínico.

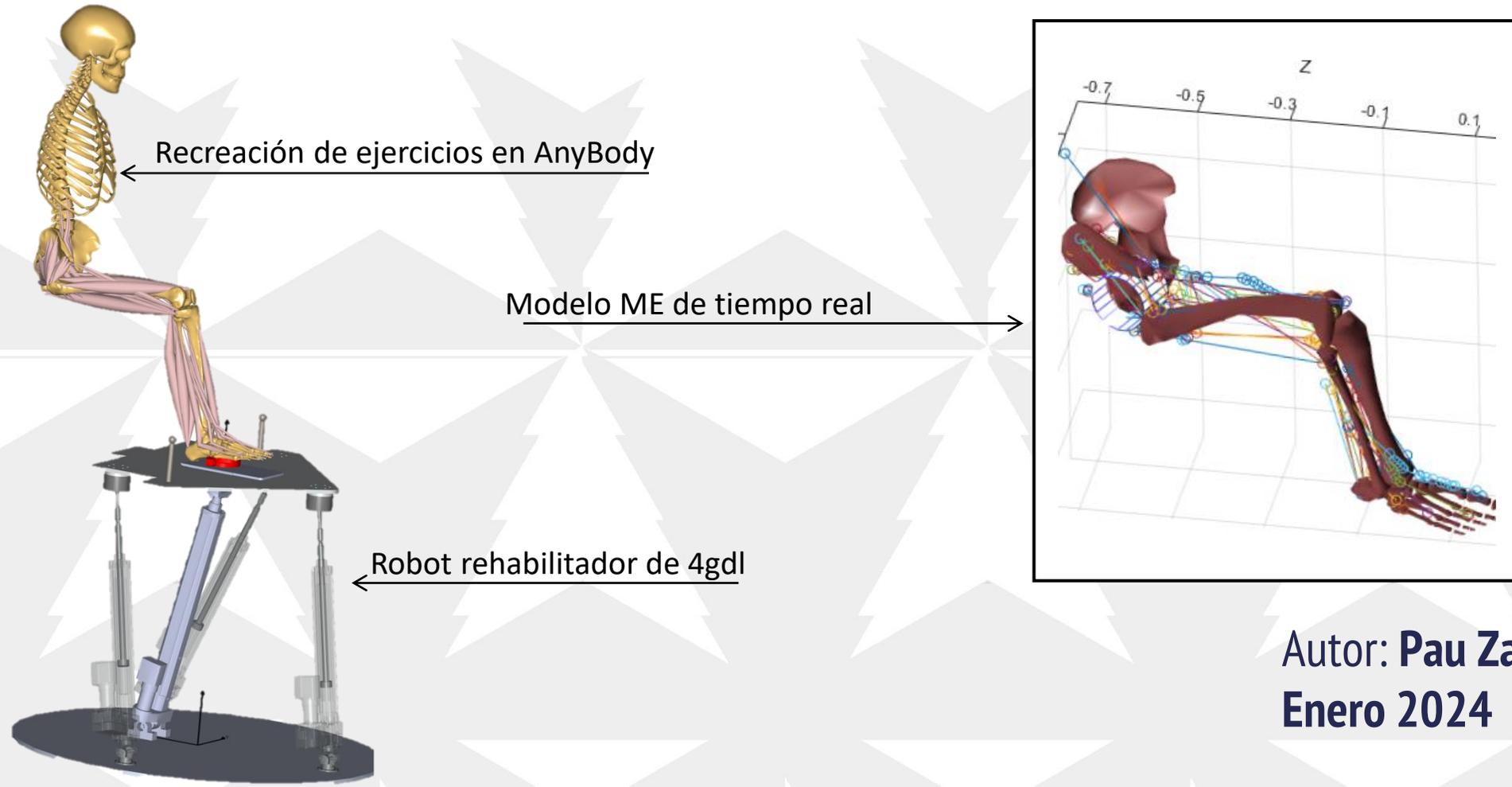
2

Aplicación del Modelo en robots de rehabilitación avanzada

El modelo musculoesquelético se aplicará en el nuevo sistema avanzado de control de rehabilitación del robot paralelo de rehabilitación. Utilizar el modelo para generar trayectorias de recuperación y adaptar ejercicios a la máxima contracción voluntaria de los pacientes.



Validación con AnyBody de un modelo musculoesquelético en tiempo real.



Autor: **Pau Zamora Ortiz**
Enero 2024

www.anybodytech.com

- Eventos, fechas, lista de publicaciones, ...

www.anyscript.org

- Wiki, Repositorios, Foro

Eventos:

- Feb 2 – 6: Orthopaedic Research Society – Annual meeting 2024
- Feb 15: AnyBody Summit 2024
- Mar 12: [Webcast] An analysis of hip joint contact forces in people with femoroacetabular impingement syndrome during squat tasks
 - Mattia Perrone, Research Scientist at Rush University Medical Center.

 **Conocernos más?** Envíe su email a sales@anybodytech.com o info@rpbiomechanics.com



ORS 70 YEARS Advancing Research to Keep the World Moving

2024 ANNUAL MEETING

February 2–6, 2024 • Long Beach, California

筋骨格モデリング & 動作解析ソフトウェア

AnyBody Summit 2024

AnyBody Modeling System ユーザ会

10:00-17:30 JST, Thursday, February 15th, 2024

Assistive Devices

Defense

Er

RUSH UNIVERSITY MEDICAL CENTER

1000+

publications

filtrar por:

Industry

Research area

Body part

100+

webcasts

filtrar por:

Industry

ANYBODY TECHNOLOGY

INDUSTRIES • PRODUCTS • EVENTS • RESOURCES • CONTACT • LOGIN / REGISTER •

Publication list

Resources Publication list

Industry
sports exoskeleton work place ergonomics orthopedics defense aerospace automotive consumer products furniture

Research area
gait methods validation animal sensitivity analysis rehab seating fea occupational health AnyBody Tech selected

Body part
knee lower extremity foot spine upper extremity hand shoulder hip mandible wrist trunk elbow ankle leg

NEW

Year 1029 Publications

2024 De Pieri E, Eglhoff C, Mundermann A, Nuesch C, Heger S, Liphardt AM, Chammartin F, (2024), "Load-induced blood marker kinetics in patients with medial knee compartment osteoarthritis are associated with accumulated load and patient reported outcome measures", F1000 Research, vol. 12, pp. 299. [DOI, WWW]

2024 Bassani T, Ignasiak D, Cina A, Galbusera F, (2024), "Prediction of trunk muscle activation and spinal forces in adolescent idiopathic scoliosis during simulated trunk motion: A musculoskeletal modelling study", J. Biomech., pp. 111918. [DOI, WWW]

2024 Sylvester A, Kramer P, (2024), "Achieving kinematic identity across shape diversity in musculoskeletal modeling", Palaeontol. Electronica, [DOI, WWW]

2023 Diao H, Xin H, Jin Z, (2023), "Estimation of Cervical Spinal Loading and Internal Motion at Adjacent Segments after C5-C6 Fusion Using a Musculoskeletal Multi-Body Dynamics Model during the Head Flexion-Extension Movement", Applied Sciences, vol. 14, [DOI, WWW]

2023 Raasmussen J, Skejse S, Waagepetersen RP, (2023), "Predicting tissue loads in running from inertial measurement units", Sensors, [DOI, WWW]

2023 Ji R, Lee WY, Guan X, Yan B, Yang L, Yang J, Wang L, Tao C, Kuai S, Fan Y, (2023), "Comparison of plugin and redundant marker sets to analyze gait kinematics between different populations", Biomed. Eng. Online, vol. 22, pp. 122. [DOI, WWW]

2023 Hosseini N, Arjmand N, (2023), "An artificial neural network for full-body posture prediction in dynamic lifting activities and effects of its prediction errors on model-estimated spinal loads", J. Biomech., pp. 111896. [DOI, WWW]

2023 Lee D, Lee J, Oh JH, Shin CS, (2023), "Effect of subscapularis repair on joint contact forces based on degree of posterior-superior rotator cuff tear severity in reverse shoulder arthroplasty", Front Bioeng Biotechnol, vol. 11, pp. 1229646. [DOI, WWW]

2023 Shoulin X, Yafei QU, Jiaxuan REN, Jing Z, Hui Li, Zhenxian C, (2023), "Effect of prosthetic joint line installation height errors on insert wear in unicompartmental knee arthroplasty", Journal of Biomedical Engineering, vol. 40, [DOI]

2023 Perrone M, Guidetti M, Galli M, Nho SJ, Wimmer MA, Malloy P, (2023), "Hip Joint Contact Forces are Lower in People with Femoroacetabular Impingement Syndrome During Squat Tasks", J. Orthop. Res., [DOI, WWW]

2023 Li H, Huang H, Zhang S, Ren S, Rong Q, (2023), "Muscle dynamics analysis by clustered categories during jogging in patients with anterior cruciate ligament deficiency", BMC Musculoskelet. Disord., vol. 24, pp. 919. [DOI, WWW]

Publications list

Webcast library

Resources Webcast library

All Aerospace All use cases Animal Assistive devices Automotive Consumer Ergonomics Exoskeleton
Orthopedics Product presentations Sports Universities Workplace ergonomics

23. November 2023

In silico approach for personalized gait modification to decelerate knee osteoarthritis progression
Dr. Amir Esrafilian, Department of Technical Physics, University of Eastern Finland, Kuopio, Finland

13. October 2023

Toward personalized total knee arthroplasty – Pre-planning the patient's optimal joint function in robotic-assisted surgery
Periklis Tzanetti, Post Doc, University of Twente

15. September 2023

Increased femoral anteversion in children – can musculoskeletal modeling better inform clinical decision-making?
Dr. Enrico De Pieri - Senior Research Engineer at

27. April 2023

From Vicon motion capture data to musculoskeletal analysis using AnyBody
Søren Tørholm, Head of Services, AnyBody Technology

Webcasts list

Momento para sus preguntas:

- Meet us 🤝
- Send email to sales@anybodytech.com
- Trial version 🖥️
- Send email to sales@anybodytech.com
- Presentation questions 🗣️
- Send email to ki@anybodytech.com

Gracias por su
atención

