



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Máster

Modelo optimizado para la estimación de pares articulares y contribución muscular a partir de información sEMG

Autor

Diana Teresa Ruiz Bueno

Director

Luis Montano Gella

Máster en Ingeniería de Sistemas e Informática
Departamento de Informática e Ingeniería de Sistemas
Escuela de Ingeniería y Arquitectura
Universidad de Zaragoza
Curso 2011/2012
Junio 2012

Modelo optimizado para la estimación de pares articulares y contribución muscular a partir de información sEMG

Resumen

Este trabajo desarrolla una técnica basada en modelo de músculo de Hill para estimar el par de fuerza del codo humano a partir de electromiografía superficial (sEMG). Se han incluido algunos nuevos parámetros del modelo en el proceso de optimización con el fin de mejorar el par estimado resultante. Estos parámetros corresponden a los niveles de activación de los músculos involucrados en la generación de movimiento y que no se han utilizado previamente en otros trabajos que se ocupan de este tipo de modelo. Los resultados de experimentos con varios sujetos en diferentes condiciones, como fatiga y fuerzas de resistencia al movimiento, y el uso de los nuevos parámetros optimizados lleva a algunas conclusiones acerca de la generalidad del optimizado y la influencia de los nuevos parámetros en la mejora de la estimación del par de fuerza.

ÍNDICE DE CONTENIDO

1. Introducción	1
2. Electromiografía	5
2.1 Fundamentos de la electromiografía	5
2.2 Procesamiento de datos	6
2.3 Estimación de fuerza muscular.	7
3. Estimación de pares de fuerza con el modelo de Hill	11
3.1 Modelo de Hill y parámetros	13
3.2 Optimización de parámetros	16
4. Experimentación	19
4.1 Sujetos	19
4.2 Equipo y adquisición de datos	20
4.3 Protocolo experimental	21
5. Resultados	23
6. Implementación del Neuroestimador	27
7. Conclusiones	35
Bibliografía	37
Anexos	41
Anexo 1: Abreviaturas	43
Anexo 2: HYPER Consolidador 2010	45
Anexo 3: Visión general OpenSim	49

1. Introducción

Hay una gran variedad de trastornos motores debido a algún daño producido en el sistema nervioso central (hemiplejia, paraplejia, tetraplejia, etc.). Estos trastornos motores pueden tener origen en el cerebro o en la médula espinal y afectan a funciones motoras tales como el caminar o dificultades de movimiento de miembro superior.

El proceso de rehabilitación motora puede ser mejorado mediante el uso de exoesqueletos robóticos de asistencia con el fin de realizar los ejercicios bajo el paradigma *assist-as-needed*. Este es uno de los objetivos del proyecto HYPER [9] en el que estamos involucrados (El Anexo 2 contiene una descripción del proyecto), el desarrollo de un dispositivo híbrido neuroprotésico (NP) y neurorrobótico (NR), Fig. 1, para la compensación funcional y la rehabilitación de los trastornos motores.

Una NP constituye una forma de abordar la restauración de la función motora por medio del control artificial de los músculos o de los nervios musculares con la Estimulación Eléctrica Funcional (FES). Los impulsos eléctricos estimulan los nervios sensoriales y motores, lo que genera el movimiento mediante la activación de los músculos paralizados. Un NR utilizar los comandos volitivos (señales neurales) para controlar un exoesqueleto que, a su vez, aplica las fuerzas necesarias para impulsar las extremidades paralizadas.

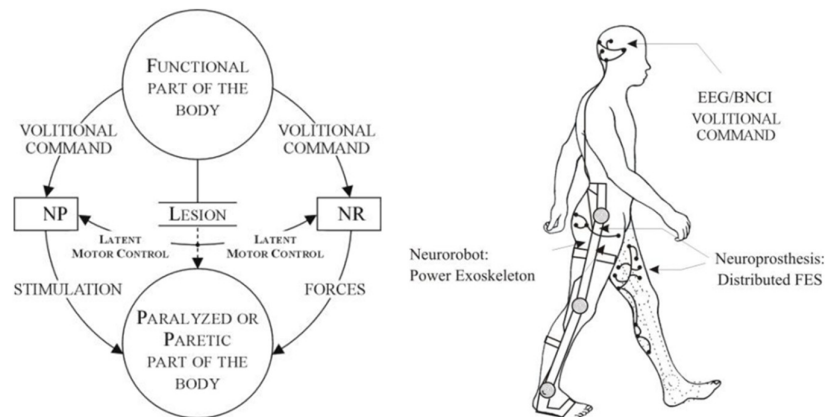


Figura 1. Esquema de un sistema Neurorrobótico/Neuroprotésico.

El uso de robots para la neurorehabilitación ha sido una línea activa de trabajo en los últimos años en distintas disciplinas: medicina, biomecánica, electrónica, etc. En la Fig. 2 se muestran algunos de los robots más destacados actualmente. Un asunto clave para

la buena aplicación de estos dispositivos es la integración de forma óptima de toda la información procedente del sistema sensorial del aparato híbrido NR y NP. Este trabajo se centra en el desarrollo de un Neuroestimador, que se encargará de esta tarea. Básicamente, la información sensorial es:

- Señales fisiológicas: EEG y EMG.
- Sensores del NR: fuerza, par, posición, velocidad y aceleración.
- Electrodo de la NP: intensidad y frecuencia de la electroestimulación.
- Otras: humedad, sudor, temperatura,...

La integración de esta información tiene como objetivo final conseguir una interpretación funcional a través de la estimación de variables fisiológicas del paciente y parámetros de control de la NP/NR.



Figura 2. Se muestran dos de los dispositivos más destacados de rehabilitación. A la izquierda: ARMEO, exoesqueleto para la rehabilitación motora de la extremidad superior que combina un soporte de brazo ajustable con feedback aumentado. A la derecha: LOKOMAT, dispositivo robótico para una terapia funcional de locomoción mejorada, con feedback aumentado.

Un Neuroestimador procesará distintos tipos de señales neuronales y biológicas con el fin de controlar el robot en ese paradigma. El robot sólo proporcionará el nivel de ayuda que se defina por el terapeuta, por ello dependerá también de la fuerza / energía que el sujeto pueda ejercer, razón por la que tiene que ser estimada. Uno de los módulos de este Neuroestimador será el estimador de par ejercido por el sujeto a partir de sensores sEMG (electromiografía superficial). Para este objetivo es necesario un modelo preciso y adaptativo, sin olvidar que una característica importante de este Neuroestimador es que tiene que trabajar en tiempo real.

Se han dedicado varios trabajos a desarrollar diferentes modelos para estimar los pares articulares de las extremidades para diferentes movimientos. Esta gama de modelos va desde '*cajas negras*' (por ejemplo, las redes neuronales [3]) hasta modelos más

fisiológicos cuyos parámetros tienen un sentido físico. En este trabajo nos hemos centrado en el clásico modelo de músculo de Hill [16] perteneciente a este último tipo, ya que los parámetros pueden ser modelados y ajustados con un razonamiento fisiológico. Este trabajo se centra en la estimación de la fuerza muscular a partir de señales EMG para elaborar una primera aproximación de un parámetro de control clave para el sistema de rehabilitación, como es el par o la fuerza ejercida. Se pueden encontrar varios trabajos en los que se intenta controlar un aparato robótico con fines de rehabilitación teniendo en cuenta la señal EMG como comando primario. Las investigaciones que más se aproximan a nuestro modo de enfocar el neuroestimador son [4, 7], por trabajar con el misma perspectiva del modelo de músculo y el mismo tipo de movimientos analíticos para la validación del modelo. En todos ellos es necesario ajustar el modelo para cada sujeto realizando una optimización.

Durante los últimos años se han realizado diferentes trabajos sobre el ajuste y la experimentación de los modelos de Hill para el control de un exoesqueleto. En [8] se propone un método de optimización para el ajuste de algunos parámetros de Hill, como los ángulos de las articulaciones incluidas en el modelo, pero no se ocupa de otros parámetros fisiológicos. [10] describe una técnica de optimización de dos pasos para estimar la fuerza muscular con EMG, se centra en una comparación entre dos técnicas y en algunas restricciones fisiológicas basada en los parámetros. Por lo general, sólo algunos parámetros del modelo han sido afinados u optimizados y los experimentos se limitan a un sujeto con las condiciones de movimiento limitadas.

Estas características y problemas del enfoque actual nos llevan a plantearnos preguntas fundamentales que van a ser objetivo del presente análisis. En este trabajo planteamos el estudio tratando de obtener conclusiones más generales sobre los mejores parámetros del modelo para ajustar, con varios sujetos, y en diferentes condiciones del ejercicio, tanto de fatiga como de resistencia. El objetivo general es el diseño óptimo de un estimador de par articular a partir de la señal sEMG. Por simplificación, nos hemos centrado en la estimación en el codo con los movimientos de flexión/extensión. Los cuatro objetivos específicos principales son estudios necesarios para ver la viabilidad de plantearse trabajar con un modelo genérico:

- i) analizar la validez del modelo optimizado para las diferentes condiciones de movimiento: diferentes niveles de resistencia impuestas en el brazo robótico, y situaciones de fatiga.
- ii) realizar una valoración de lo apropiado de ajustar los parámetros para diferentes personas.
- iii) estudiar la influencia de nuevos parámetros a optimizar en la exactitud del modelo para estimar los pares.
- iv) incorporación del algoritmo en una plataforma de tiempo real.

El documento está estructurado de la siguiente manera: en la sección 2 se realiza una introducción a la electromiografía, a continuación, en la sección 3, se presenta el modelo de los músculos para la estimación del par articular y el enfoque de optimización de parámetros. La experimentación, el protocolo y el equipo para validar se describen en la sección 4. En la sección 5 se presentan los resultados. La implementación del Neuroestimador se detalla en la sección 6. El documento se concluye en la sección 7.

2. Electromiografía

2.1 Fundamentos de la electromiografía

El músculo esquelético es un músculo estriado que rodea al esqueleto. Una Unidad Motora (UM) son todas las células musculares controladas por una sola neurona (muchos terminales) y es la unidad funcional del sistema neuromuscular, Fig. 3. A la neurona que interviene en este proceso se le denomina motoneurona, y es aquella neurona que va a conectar con el músculo esquelético a través de las fibras.

La contracción de una UM se inicia por un potencial de acción que viaja desde el soma de la motoneurona hasta el axón para alcanzar los terminales que son lo que están conectados con las fibras. Generando una apertura de los canales de sodio y potasio para poder despolarizar la fibra nerviosa y si se alcanza el punto crítico de disparo se producirá un potencial de acción [12].

El potencial de acción viajará por las fibras musculares esqueléticas, una vez en las cisternas terminales liberarán el calcio, este calcio liberado interaccionará con las proteínas contráctiles del músculo (actina y miosina) y se producirá un acortamiento de los extremos terminales, lo que supondrá la contracción muscular. El músculo comienza a desarrollar fuerza, el tendón, que está en serie con el músculo, empieza a llevar carga también, transfiere la fuerza del músculo al hueso y se produce el movimiento.

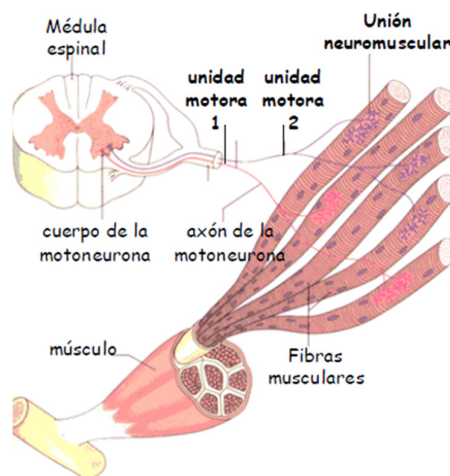


Figura 3. Estructura músculo esquelético.

Hay varios tipos de electrodos para medir la actividad muscular:

- Electrodo de aguja: agujas de alrededor de 30 mm de largo con un diámetro de 0,45mm. La desventaja es que estos electrodos son invasivos y sólo se pueden utilizar en las contracciones isométricas (contracción del músculo sin movimiento, este concepto se explica más en detalle en la siguiente sección), porque la aguja podría interferir con el movimiento de las extremidades.
- Electrodo superficial (sEMG): anillos concéntricos conductores, separados por un aislante apropiado. Una captura bipolar se puede hacer con dos electrodos colocados en el mismo músculo, pero separado algunos centímetros. Nosotros usaremos en este estudio este tipo de sensores.

2.2 Procesamiento de datos

La señal electromiográfica es una señal de voltaje positivo y negativo. Las variaciones en la magnitud de la señal (debido a muchos factores: tipos de electrodos, cantidad de tejido entre electrodo y músculo, sistema de captura, etc.), hacen que para usar una señal sEMG en un modelo neuroesquelético, se necesite transformar la señal neural en una medida de activación del músculo normalizada [13].

La conversión de sEMG en activación neuronal consta de las siguientes fases y se puede observar en la Fig. 4:

1) Filtro paso alto Butterworth de 4° orden (frecuencia de corte 30Hz): Debido a la calidad del sistema de captura o al movimiento de los electrodos durante los experimentos, existe en la señal registrada ruido de baja frecuencia, por lo que se hace necesario la implementación de un filtro paso alto permitiendo pasar las componentes de alta frecuencia. La frecuencia de corte de este filtro tiene que estar entre 5 y 30Hz, y depende del tipo de electrodos y filtro usados. El filtro usado debe tener la propiedad de zero-phase delay para evitar cambios de la señal EMG en el tiempo.

2) Rectificación de onda completa: tomando los valores absolutos de cada instante. Esto es debido a que la activación muscular toma sólo valores positivos.

3) Filtro paso bajo Butterworth de 4 ° orden (frecuencia de corte 6 Hz): el músculo, de forma natural, actúa como un filtro y queremos que esto se caracterice en la transformación de EMG-fuerza. Es decir, aunque la señal eléctrica que pasa a través del músculo tiene componentes de frecuencia de más de 100 Hz, la fuerza que el músculo genera es de frecuencias mucho más bajas (los perfiles de fuerza muscular son más suaves que los perfiles de la señal EMG en crudo). En los músculos hay muchos mecanismos que causan este filtrado, por ejemplo, la dinámica del calcio, la transmisión de los potenciales de acción musculares a lo largo del músculo, y viscoelasticidad del músculo-tendón. Por lo tanto, para que la señal EMG se correlacione con la fuerza

muscular, es importante filtrar las componentes de alta frecuencia. La frecuencia de corte puede variar típicamente en el intervalo de 3 a 10 Hz.

4) La normalización respecto a las máximas contracciones voluntarias: la señal se divide entre la máxima contracción voluntaria obtenida con el test de máxima contracción voluntaria.

Este test de máxima contracción voluntaria consiste en realizar un calentamiento inicial de 5-10 minutos. Por grupos musculares, incrementar gradualmente la fuerza hasta alcanzar la máxima contracción voluntaria isométrica y mantener durante 3 segundos. Se realizan 3 repeticiones con un descanso entre serie y serie de 3 segundos. Se alternan los grupos musculares, siguiendo un orden aleatorio, con el objetivo de evitar fatiga muscular. Se toma como valor de referencia la amplitud media de la porción de más alta señal en una ventana de 50ms de duración mediante técnica de ventana de rastreo.

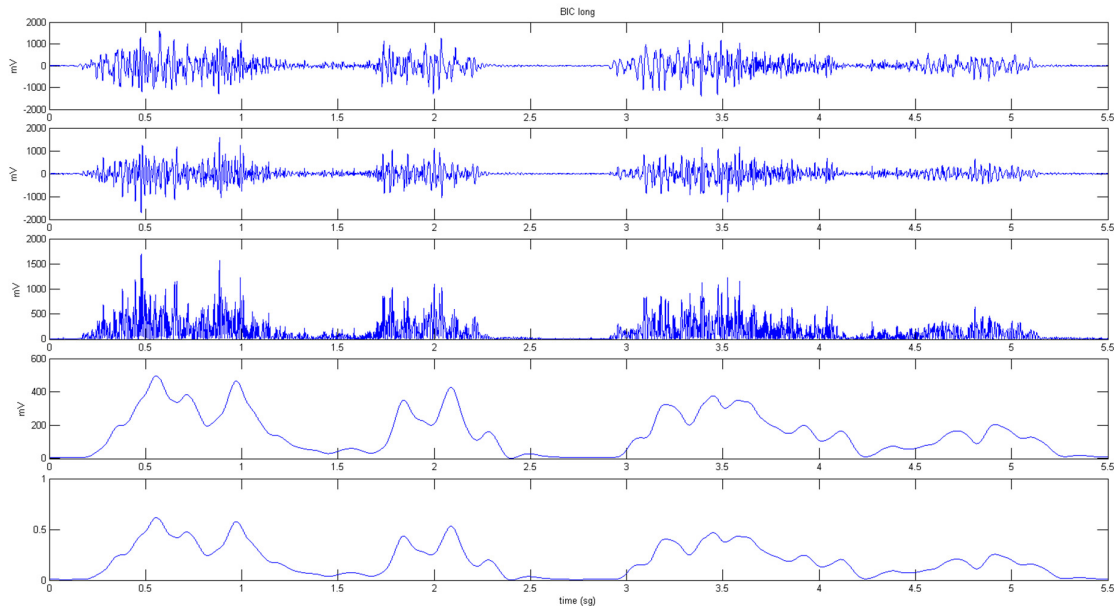


Figura 4. Procesamiento EMG paso a paso del músculo Biceps Long Head.

2.3 Estimación de la fuerza muscular

En un proceso de rehabilitación es importante conocer la carga en la articulación para evitar posibles lesiones en los pacientes. Las fuerzas musculares son los principales determinantes de estas cargas y de la comprensión del control motor, lo que hace que su estudio sea interesante en el área de la biomecánica. Hay fundamentalmente dos enfoques para el estudio de la biomecánica del movimiento humano [14]: la dinámica directa y la dinámica inversa. Cualquiera de estos enfoques se puede utilizar para determinar la cinética de las articulaciones, como estimar los momentos de las articulaciones durante el movimiento.

En la dinámica directa se usan las señales neuronales para estimar la fuerza muscular y poder calcular los pares, Fig. 5. Debido a que las fuerzas musculares sólo se pueden medir mediante procedimientos invasivos, y sólo en algunos músculos, con frecuencia se ha usado la electromiografía superficial para obtener la activación muscular (u) y realizar una estimación. La transformación del modelo de activación en fuerza muscular (F) y momentos (M) se puede hacer bien usando algoritmos de aprendizaje, métodos de optimización o modelos biomecánicos del músculo: Hill [16], Zahalak [17], etc.

Además, usando los momentos y fuerzas externas en las articulaciones, la dinámica multiarticular del movimiento puede ser utilizada para calcular las aceleraciones, velocidades y ángulos de cada articulación de interés, aunque no es muy conveniente, ya que pequeños errores en los pares articulares pueden llevar a grandes errores en la posición de las articulaciones.

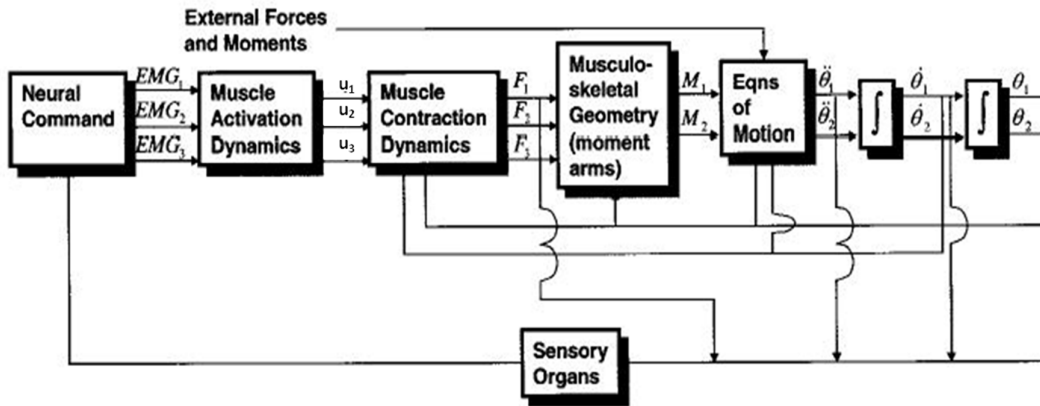


Figura 5. Dinámica directa

En cambio, la dinámica inversa es la aproximación contraria, partiendo de la posición y fuerzas externas medidas se estima el par en las articulaciones, Fig. 6, a través de las ecuaciones de movimiento dadas por las leyes de la física.

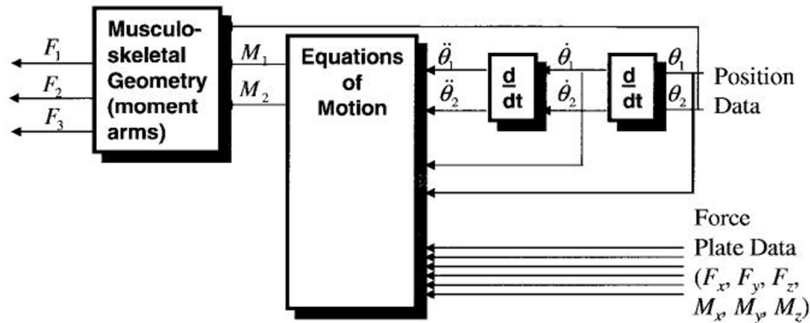


Figura 6. Dinámica inversa

Mientras que con la dinámica inversa se puede calcular el momento neto en una articulación que genera el conjunto de músculos involucrados, se presenta el problema de distribución cuando queremos hallar la fuerza muscular, dada por la indeterminación mecánica de tener más músculos involucrados que grados de libertad. Debido a lo expuesto, se ha optado por una estimación de la fuerza muscular mediante un modelo basado en Hill dentro de la dinámica directa.

3. Estimación de pares de fuerza con el modelo de Hill

Existen diversos estudios que analizan la relación EMG- fuerza muscular, sin llegar en general a un consenso por la gran cantidad de variables y condiciones que intervienen en la generación de dicha fuerza. Se puede afirmar que la relación entre sEMG-fuerza muscular no es necesariamente lineal, sino que depende entre otros factores de las fibras musculares, de la configuración de captura de la señal y principalmente del tipo de contracción muscular. Existen diferentes tipos de contracción muscular, Fig. 7, destacan:

- **Contracción isométrica o estática:** el músculo desarrolla tensión pero no cambia en longitud, es una contracción muscular sin que exista movimiento (el ángulo articular se mantiene). Por ejemplo, mantener un peso constante.
- **Contracción isotónica o dinámica:** en este caso el músculo varía en longitud durante la contracción al producirse movimiento articular. Se distinguen: i) **contracción isotónica concéntrica:** el músculo se acorta y varía su tensión mientras vence una resistencia constante. ii) **contracción isotónica excéntrica:** el músculo se alarga y varía su tensión al vencer una carga constante. Por ejemplo, la contracción que se produce durante el movimiento de flexión (isotónica concéntrica) y extensión (isotónica excéntrica) de la articulación del codo.

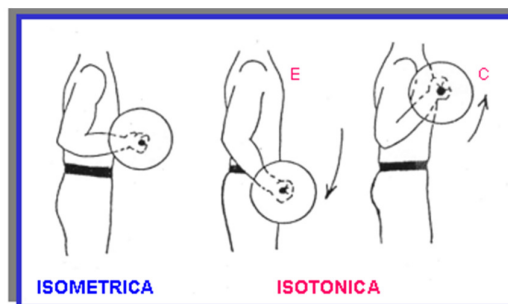


Figura 7. Contracción isométrica e isotónica, concéntrica (C) y excéntrica (E).

El Neuroestimador que forma parte del sistema NR/NP debe ser capaz de estimar la fuerza muscular para alimentar al controlador del sistema durante toda la terapia de

rehabilitación, lo que implica la generación de contracciones isotónicas en los ejercicios terapéuticos. Los ejercicios de rehabilitación son tanto ejercicios analíticos como funcionales:

- Ejercicios funcionales: ejercicios que imitan la actividad que se requiere en el trabajo, vida diaria o deporte, como caminar, beber agua, etc.
- Ejercicios analíticos: ejercicios con movimientos articulares sencillos. Normalmente maniobras realizadas por un terapeuta para mejorar la actividad motora: amplitud del movimiento, flexibilidad, extensibilidad, elasticidad, etc.

Un tema crucial en el estudio de las fuerzas musculares que se generan durante una contracción, es elegir un modelo muscular adecuado. Mientras que en contracciones isométricas los modelos lineales pueden proporcionar una estimación razonable de fuerza, es verdad que una configuración monopolar en la captura lleva a relaciones más lineales que una configuración bipolar. Sin embargo, en contracciones dinámicas, la fuerza muscular a una activación muscular dada, depende de la longitud de músculo y la velocidad de contracción [13], y la linealidad ya no es aplicable en este caso.

La producción de fuerza activa mantiene una relación parabólica inversa con la longitud de músculo, Fig. 8. A la longitud de fibra que produce la máxima fuerza activa se le denomina longitud óptima de fibra (L_{CE0}), el pico máximo se genera con la máxima activación muscular y en todos los casos se reduce a cero en longitudes aproximadamente de $0.5L_{CE0}$ y $1.5L_{CE0}$. Además de la fuerza activa, debido al estiramiento de los tejidos elásticos del músculo, se produce una fuerza pasiva. Esta fuerza pasiva aumenta exponencialmente. Destacar que el elemento pasivo sólo ejerce tensión cuando el músculo se extiende más allá de la longitud óptima de fibra (L_{CE0}). La fuerza total ejercida por el músculo es la suma de la fuerza activa y la fuerza pasiva, cuyo resultado es un aumento más o menos monótono en la fuerza con la longitud. Esta dependencia de la fuerza muscular con la longitud implica que la estimación de la fuerza requiera de información cinemática, además de los datos de EMG.

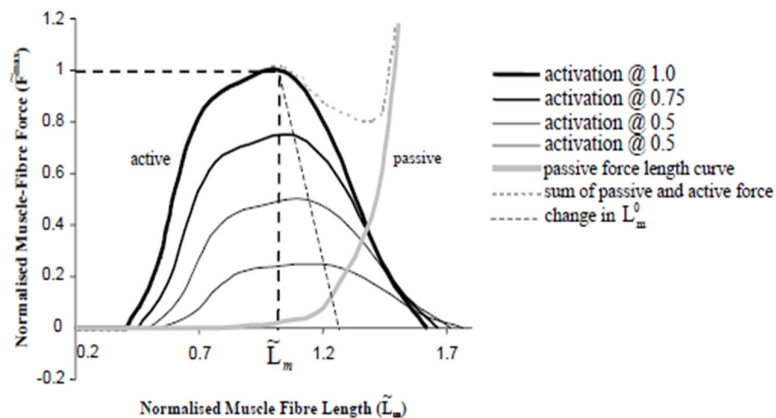


Figura 8. Relación de la fuerza muscular con la longitud de fibra normalizada con la longitud de fibra óptima (L_{CE0}).

En cuanto a la relación con la velocidad de contracción, cuando un músculo se acorta, la fuerza disminuye de forma hiperbólica con velocidad creciente. Durante el estiramiento, se produce un leve aumento de la fuerza con una velocidad cada vez mayor.

Los modelos basados en el modelo de Hill [16] (HB: Hill-Based) son bien conocidos por representar adecuadamente el comportamiento del músculo. Entre las distintas formulaciones de los modelos HB, uno de los más consistentes fue el desarrollado en [15], que tiene en cuenta la relación fuerza-longitud de músculo (f_l) y la fuerza-velocidad de contracción (f_v). Además, cabe destacar que sus parámetros tienen un significado fisiológico, a diferencia de otros, como los basados en redes neuronales, lo que permite incluir nuevos parámetros de acuerdo con la fisiología del sujeto para obtener una estimación del mejor par.

3.1 Modelo de Hill y parámetros

El músculo se modela por un elemento contráctil (CE, parte activa, fibra), un elemento elástico y paralelo (PE, parte pasiva), y un elemento elástico en serie con CE (SE, parte pasiva, tendón), Fig. 9.

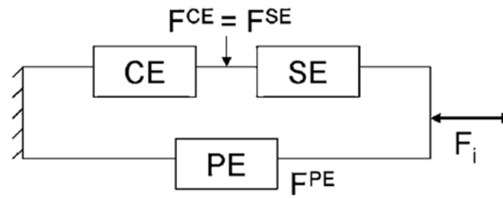


Figura 9. Elemento contráctil, elemento serie y paralelo del modelo de Hill.

Lo que hace que se cumplan las siguientes ecuaciones para cualquier músculo i:

$$F_{CEi} = F_{SEi} \quad (1)$$

$$F_i = F_{CEi} + F_{PEi} \quad (2)$$

Las ecuaciones de fuerza de cada elemento presentadas en detalle, bajo la perspectiva de Winters [15], son las siguientes (en el Anexo1 se lista el significado de los parámetros y abreviaturas, no obstante, en esta sección se explican las más destacadas por ser los parámetros a optimizar):

$$F_{SE} = \left[\frac{F_{\max}(F_{CE\max})}{e^{S_{SE}-1}} \right] \left[e^{\left(\frac{S_{SE}}{\Delta L_{\max}(L_{Ts})} \Delta L(L_{Ts}) \right)} - 1 \right] \quad (3)$$

Donde S_{SE} es el factor de forma del elemento en serie y:

3.1 Modelo de Hill y parámetros

$$\Delta L_{SEmax} = 0.03L_{Ts} \quad (4)$$

$$F_{SEmax} = 1.3F_{CEmax} \quad (5)$$

$$F_{PE} = \left[\frac{F_{max}(F_{CEmax})}{e^{S_{PE}-1}} \right] \left[e^{\left(\frac{S_{PE}}{\Delta L_{max}(L_{max}, L_{CE0}, L_{Ts})} \Delta L(L_{CE0}, L_{Ts}) \right)} - 1 \right] \quad (6)$$

Donde S_{PE} el factor de forma del elemento paralelo, L_{CE0} la longitud de fibra óptima, y:

$$\Delta L_{PEmax} = L_{max} - (L_{CE0} + L_{Ts}) \quad (7)$$

$$F_{PEmax} = 0.05F_{CEmax} \quad (8)$$

$$F_{CE} = F_{CEmax} u \cdot f_l(L_{CE0}) \cdot f_v(V_{CE0}(u, L_{CE0}, \alpha)) \quad (9)$$

Siendo u la activación muscular normalizada, α el porcentaje de fibras rápidas del elemento contráctil y f_l y f_v la relación fuerza-longitud de músculo y fuerza-velocidad de contracción respectivamente, que se pueden expresar de la siguiente forma:

$$f_l(L_{CE0}) = \exp \left(-0.5 \left(\frac{\frac{\Delta L_{CE}}{L_{CE0}} - 0.05}{0.19} \right)^2 \right) \quad (10)$$

$$f_v(V_{CE0}) = \frac{0.1433}{0.1074 + \exp \left(-1.3 \sinh \left(2.8 \frac{V_{CE}}{V_{CE0}} + 1.64 \right) \right)} \quad (11)$$

Con:

$$V_{CE0} = 0.5(u + 1)V_{CEmax} \quad (12)$$

$$V_{CEmax} = 2L_{CE0} + 8L_{CE0}\alpha \quad (13)$$

La implementación de este modelo se ha realizado como muestra la Fig. 10:

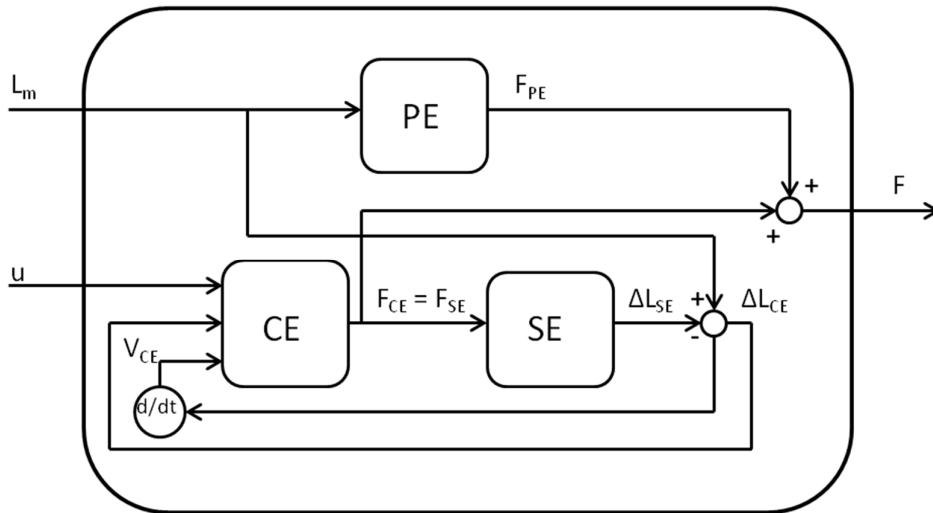


Figura 10. Implementación derivada. L_m es la longitud de músculo.

El momento neto generado en el codo es el sumatorio de los momentos individuales generados por cada uno de los músculos que intervienen:

$$\tilde{M}_{neto} = \sum_{i=1}^n F_i r \quad (14)$$

Siendo n el número de músculos considerados, r el brazo de momento de cada músculo para el movimiento coplanario que estamos considerando, y F_i es la fuerza total generada por el músculo i .

En este trabajo se estima el par del codo en los movimientos de flexión/extensión, a partir de este modelo, con los músculos agonistas y antagonistas implicados. Para la selección de los músculos que más contribuyen al momento en el codo, hemos utilizado el software OpenSim [1]. Esta plataforma nos permite estudiar las características musculares durante los movimientos. Una descripción del software puede encontrarse en el Anexo 3.

La Fig. 11 muestra los músculos a modelar:

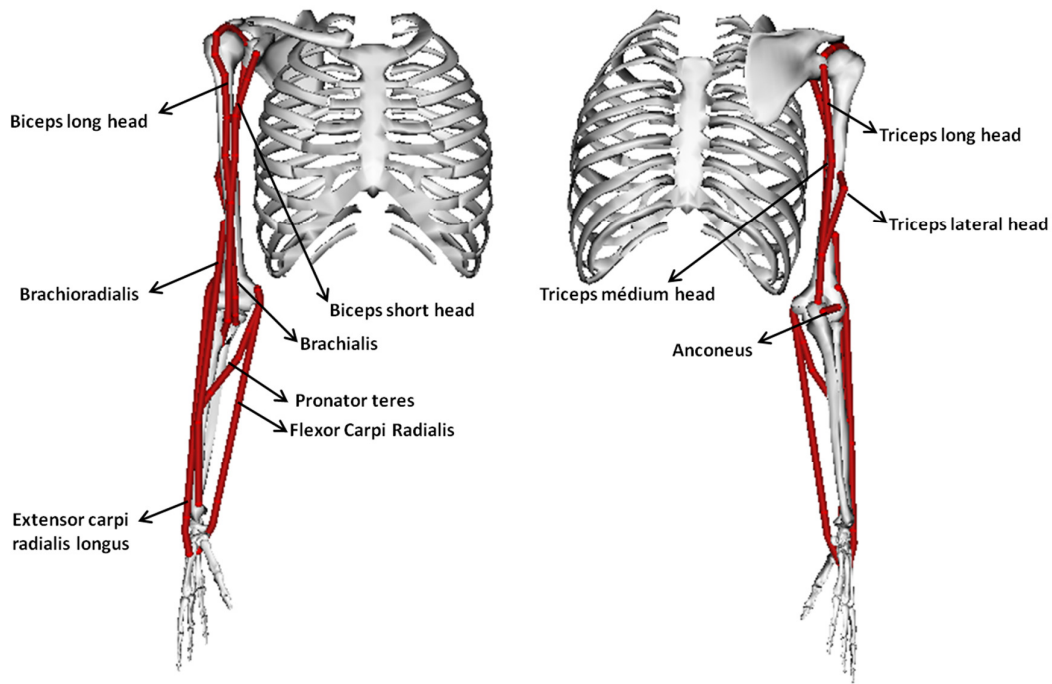


Figura 11. Músculos modelados para la estimación del par en movimientos de flexión/extensión.

Trabajos anteriores sobre este tema consideran en el modelo sólo un subconjunto de estos músculos. Aquí añadimos al Biceps long head (BIClong), Biceps short head (BICshort), Brachioradialis (BRD), Brachialis (BRA), Triceps long head (TRIlong), Triceps lateral head (TRIlal), Triceps medium head (TRImed), los nuevos: Anconeus (ANC), Extensor carpi radialis longus (ECRL), Flexor carpi radialis (FCR) and Pronator

Teres (PT), cuya activación dan nuevos parámetros a ser optimizados, introduciendo mejoras en la estimación del par en el codo. Debido a que algunos músculos importantes del brazo y el antebrazo que se quieren tener en cuenta, no son superficiales, y por lo tanto no somos capaces de medir su actividad eléctrica, Tabla 1, se ha asumido que la actividad del BIClong, BRA, ANC and PT, respectivamente, es igual que la de su músculo vecino: BICshort, BRD, ECRL, FCR, pero con un factor de escala (basado en la teoría de las sinergias musculares [6]).

	ABREVIATURA	NOMBRE	¿MEDIDO?
1	BIC long	Biceps long head	NO
2	BICshort	Biceps short head	SI
3	BRD	Brachioradialis	SI
4	BRA	Brachialis	NO
5	TRIlong	Triceps long head	SI
6	TRIlat	Triceps lateral head	SI
7	TRImed	Triceps médium head	NO
8	ANC	Anconeus	NO
9	ECRL	Extensor carpi radialis longus	SI
10	PT	Pronator teres	NO
11	FCR	Flexor Carpi Radialis	SI

Tabla 1. Músculos modelados medidos y no medidos con los sensores sEMG.

3.2 Optimización de parámetros

Se quiere lograr un ajuste óptimo de los parámetros. El método ajusta el par estimado del codo con la medida del sensor de fuerza del antebrazo. Se utiliza un algoritmo no lineal 'trust-region-reflective' [5] disponible en el Matlab Optimization toolbox para resolver este problema de ajuste de curvas mediante mínimos cuadrados ('lsqcurvefit' "función de Matlab).

Con un modelo completo experimental de la extremidad superior [1, 2], se obtuvieron los parámetros genéricos, para el percentil 50 de un varón de 170cm de altura, de L_{max} , L_{C0} , L_{TS} , y F_{cemax} , Tabla 2. También usamos la longitud del tendón del músculo y brazos de momento de este trabajo experimental como datos para nuestro modelo. La Tabla 3 representa los parámetros del modelo que se optimizan y los límites utilizados. Los parámetros α , S_{PE} , y S_{SE} fueron tomados de [4], al igual que algunos de los valores sobre los límites del intervalo inferior y superior de los parámetros. En total nuestro modelo contiene 60 parámetros que optimizar, 5 para cada músculo y 5 factores globales (los factores de activación de BIClong, BRA, ANC, PT y un factor de escala geométrico). Hay que tener en cuenta que los parámetros añadidos corresponden a los niveles de activación para los nuevos músculos considerados en el modelo.

Músculo		1	2	3	4	5	6	7
		L_{\max} [cm]	L_{ce_o} [cm]	L_{TS} [cm]	$F_{ce_{\max}}$ [N]	α [%]	S_{pe}	S_{se}
1	BIClong	43.1	11.57	27.23	624.3	56	9	2.8
2	BICshort	34.8	13.21	19.23	435.56	56	9	2.8
3	BRD	33.2	17.26	13.3	261.33	75	9	2.6
4	BRA	14.6	8.58	5.35	987.26	38	9	3
5	TRIlong	32.6	13.4	14.3	798.52	66	10	2.3
6	TRIlnt	21.5	11.38	9.8	624.3	66	10	2.3
7	TRImed	20.2	11.38	9.08	624.3	66	10	2.3
8	ECRL	33.4	8.1	22.4	304.89	50	8	3
9	FCR	31.2	6.28	24.4	73.96	58	6	3
10	ANC	4.8	2.7	1.8	350	50	8	2.6
11	PT	15.8	4.92	9.8	566.22	50	8	2.6

Tabla 2. Parámetros genéricos usados para todos los sujetos en la optimización

El valor genérico de los factores de activación de BIClong (f_{BIC}), BRA (f_{BRA}), ANC (f_{ANC}), PT (f_{PT}) y el factor de escala geométrico (f_{geom}) son: 1, 3, 1, 1 y 1 respectivamente.

Parámetro	Límites	Característica
L_{ce_o}	[0.8,1.2]	por músculo
$F_{ce_{\max}}$	[0.5,1.5]	por músculo
α	[0.5,1.5]	por músculo
S_{PE}	[0.8,1.2]	por músculo
S_{SE}	[0.8,1.2]	por músculo
f_{BIC}	[0.8,1.2]	Global
f_{BRA}	[0.5,4]	Global
f_{ANC}	[0.3,1.5]	Global
f_{PT}	[0.3,1.5]	Global
f_{geom}	[0.8,1.2]	Global

Tabla 3. Límites superiores e inferiores impuestos en el proceso de optimización.

4. Experimentación

Se realizarán una serie de sesiones experimentales con varios sujetos sanos que repetirán ejecuciones del movimiento analítico de flexión/extensión del codo guiado por el robot KUKA con asistencia del 0%, mientras se registra de forma simultánea la actividad EMG y la fuerza ejercida por el robot en el end-effector. Para este movimiento analítico pasivo se definirán dos condiciones, la primera son diferentes niveles de fuerza de resistencia en condición de no fatiga, en la segunda, el participante realizará el movimiento con las mismas fuerzas de oposición pero en condiciones de fatiga.

El resultado esperado de esta experimentación es la validación de nuestra estimación de par a lo largo de la trayectoria tras la optimización de parámetros, por comparación con los pares medidos en el end-effector del robot. En la Fig.12 se muestra un esquema del estudio.

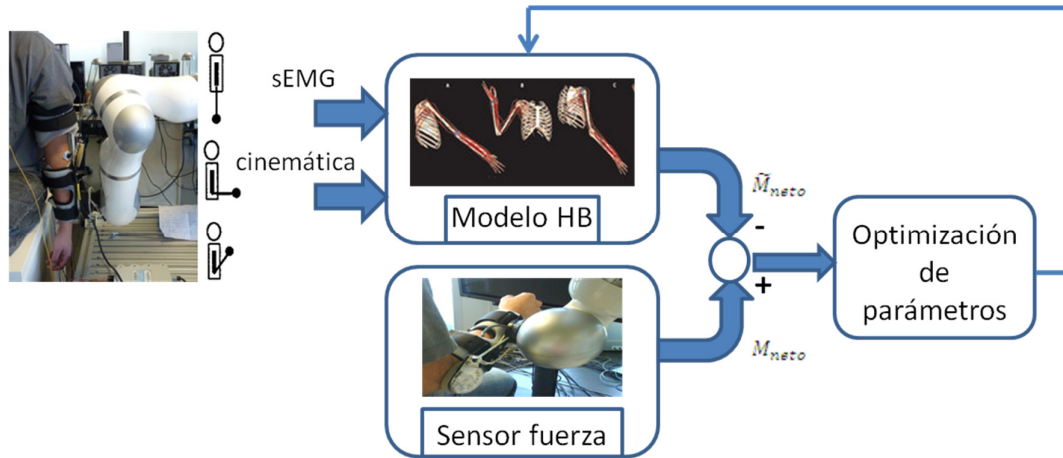


Figura 12. Esquema de estudio experimental.

4.1 Sujetos

Los experimentos se han realizado con cuatro sujetos varones, diestros y sanos (en esta etapa del proyecto nos interesa validar nuestro Neuroestimador, por lo que sujetos con trastornos neuromusculares podrían presentar problemas en la interpretación del EMG y afectar a esta primera valoración), que se ofrecieron voluntariamente para el estudio, entre 25 y 31 años de edad, y un peso y altura media de 78 ± 15 kg y $1,75 \pm 0,05$ m respectivamente.

4.2 Equipo y adquisición de datos

Los sensores de EMG que se utilizan son KENDAL Meditrace 200 y se colocaron de acuerdo a SENIAM (European project: Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles) [18] en los 8 músculos (Fig. 14) señalados en la Tabla 1 de la sección 3.1. Las señales se amplificaron utilizando un sistema gtec comercial (g.USBamp, Fig 13).



Figure 13. g.USBamp.

El EMG se digitalizada a una frecuencia de muestreo de 2,4 kHz, se aplica un Notch filter a 50 Hz, y un filtro paso bandas a 5/500Hz. Las señales fueron capturadas y prefiltradas a través de 'Simunlink Highspeed On-line Processing system' [20] de gtec con una configuración bipolar.

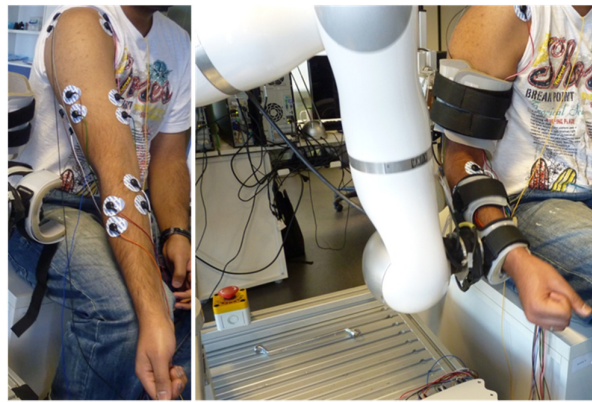


Figure 14. A la izquierda: la colocación de los sensores de EMG. A la derecha: Las pruebas se realizaron utilizando un robot KUKA LWR sujeto en la mitad del antebrazo.

Se utilizó un robot KUKA LWR (Fig. 14, 15) con el que cuenta el IBEC (Institute for Bioengineering of Catalonia), como exoesqueleto experimental, con 7 grados de libertad y un ATI Gamma force/torque sensor en el end-effector para calcular el par del codo a partir de mediciones de interacción directas. Este par se utiliza para compararlo con el obtenido por nuestro estimador. El robot está unido al antebrazo a través de una pieza de

agarre que está sujeta al end-effector (Fig. 14). Además, el robot nos proporciona la cinemática necesaria para el modelo: ángulos articulares, velocidades y aceleraciones. Puesto que el robot está sujeto a la mitad del antebrazo del sujeto, se tiene que transferir la fuerza y el par medido a la articulación del codo basándose en la Mecánica de Sólidos Rígidos.

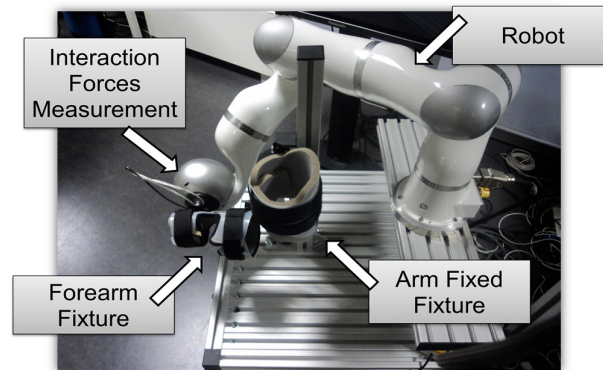


Figura 15. Robot KUKA.

Este robot cuenta con diferentes parámetros que se pueden variar para estudiar diferentes características en los movimientos:

- **Velocidad:** rapidez de ejecución del movimiento.
- **Holgura:** refleja la elasticidad de las articulaciones del robot.
- **Asistencia:** la “asistencia” se refiere al grado de contribución del robot en la ejecución del movimiento. Una asistencia del 100% significa que es el robot quien realiza completamente los movimientos (esto es equivalente a movimientos pasivos por parte del sujeto). Una asistencia del 0% significa que es el participante quien realiza completamente los movimientos y el robot sigue el movimiento (esto es equivalente a movimientos activos del sujeto), no ofrece ninguna resistencia.
- **Fuerza de resistencia:** sólo en asistencia del 0% se puede adicionar una fuerza ejercida por el robot pero que es opuesta a la que realiza el participante en la ejecución del movimiento. Con esto la fuerza total para realizar el movimiento es mayor a la pequeña fuerza requerida para vencer la inercia de mover el robot.

4.3 Protocolo experimental

El movimiento de trayectoria nominal se ha establecido como una flexión/extensión de un grado de libertad que corresponde a la articulación del codo en un rango de 0° a 110° . El brazo del sujeto es adherido a una estructura fija y el antebrazo es sujeto al

end-effector del robot para asegurar una flexión/extensión exclusiva del codo. La descripción detallada del movimiento es:

- Posición inicial: sujeto sentado con el codo totalmente extendido (0°)
- Posición final: flexión máxima conseguida por el participante de forma natural sin realizar movimientos de compensación o movimientos del torso (alrededor de 110°).

El experimento consta de cuatro etapas principales [11]:

- Sesión de máxima contracción voluntaria (MVC): test de contracción voluntaria máxima de los diferentes grupos musculares del brazo, de acuerdo con SENIAM. Tras un calentamiento previo de unos minutos. Se solicita al sujeto que incremente gradualmente la fuerza hasta alcanzar la máxima contracción, y mantener durante 3s. Se realizan tres repeticiones y un descanso entre cada serie de 3s. Es conveniente alternar grupos musculares para evitar la fatiga.
- Sesión dinámica en condición de no fatiga: Ejecución del movimiento guiado por el robot con 0% asistencia pero con 3 diferentes niveles de fuerza de oposición al movimiento (50%, 75%, 98% de la fuerza total que puede ejercer el robot). Tres movimientos de flexión/extensión se llevan a cabo para cada nivel de la fuerza de resistencia.
- Sesión de fatiga isométrica: Los sujetos deben sostener una pesa en una posición de 90° de flexión durante el máximo tiempo posible para crear la fatiga en los músculos implicados en el ejercicio.
- Sesión dinámica en condición de fatiga: Inmediatamente después de la sesión de fatiga isométrica, los sujetos realizan la misma tanda de ejercicios que en la sesión dinámica en condición de no fatiga.

5. Resultados

La Fig. 16 representa el par medido por el sensor de fuerza situado en el end-effector del robot y el par calculado por el estimador de un sujeto y un ejercicio. Concretamente corresponde a uno de los 3 ensayos para el sujeto 2 en el 50% de la condición de nivel de resistencia.

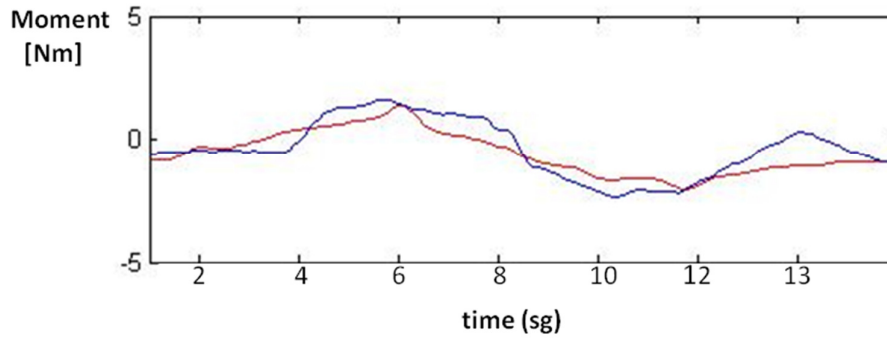


Figura 16. La línea azul son los valores de par procedentes del sensor de fuerza de robot. La línea roja es la estimación con el modelo de Hill implementado.

Para cada sujeto, el movimiento de una flexión/extensión perteneciente al nivel de resistencia del robot de un 75% fue utilizado para optimizar el modelo. La captura de los otros datos se utilizó para validar la modelización y optimización. Los resultados mostrados en la Fig. 17 son la media y desviación estándar del error cuadrático medio (E_{rms}) y el error máximo (E_{max}) de los 3 ensayos para cada condición de movimientos, como se menciona en el protocolo experimental, incluyendo condiciones de fatiga y no fatiga. Ambos errores se definen de la siguiente forma:

$$E_{max} = \max |M_K - \widetilde{M}_k|$$

$$E_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^{k=n} (M_K - \widetilde{M}_k)^2}$$

Por un lado, con respecto al nivel de resistencia en condiciones de no fatiga, el modelo se ajusta a las diferentes condiciones, pero parece haber una tendencia creciente en el error con el aumento en el nivel de resistencia del robot. Sin embargo, es necesario

señalar que tienen también una excursión en aumento (valor pico a pico) de $7,8 \pm 0,23$ Nm, $7,94 \pm 0,89$ Nm, $8,37 \pm 0,41$ Nm para 50%, 75% y 98% respectivamente en condición de resistencia. Por lo tanto, los valores de error relativo (por ejemplo, 0,62, 0,68, 0,65 en E_{\max} para el sujeto 1 con un 50%, 75% y 98%) se mantienen para las diferentes condiciones. El movimiento se ha realizado a $0,3 \pm 0,1$ rad/s. Incluso habiéndose demostrado en trabajos anteriores que este modelo proporciona peores estimaciones con velocidades lentas, los errores aquí son inferiores a los presentados en [7] para velocidades equivalentes.

En relación con la condición de fatiga, aunque el modelo parece que se ajusta bien, si consideramos la excursión de par en estas condiciones, $3,98 \pm 0,28$ Nm, $5,65 \pm 1,54$ Nm, $6,47 \pm 0,42$ Nm para 50%, 75% y 98% de resistencia respectivamente, se aprecia una disminución de la generación del par motor con la fatiga muscular, por lo que en términos de valores normalizados, los resultados conducen a un incremento en el error.

Aunque los errores son aceptables en comparación con los trabajos relacionados, es necesario un análisis adicional para determinar cómo deben ser manejados estos errores en la estimación momento de la extremidad en el control del exoesqueleto de asistencia.

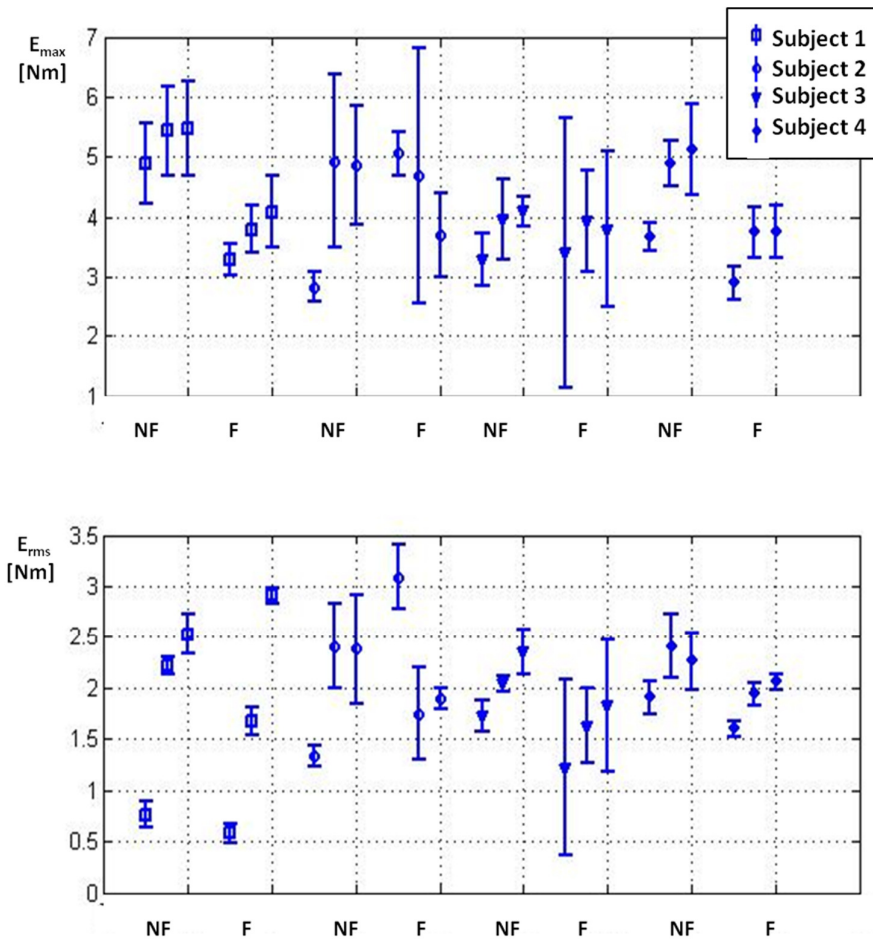


Figura 17. La media y desviación estándar de E_{\max} y E_{rms} para distintas condiciones (50%, 75%, 98% de resistencia al robot). NF, condición de no fatiga, y F, condición de fatiga.

Con el fin de analizar si el modelo puede ser general o tiene que ser ajustado para cada persona, se presentan a continuación los datos estadísticos de 3 sujetos en el 75% de nivel (condición de no fatiga) con 3 conjuntos de parámetros diferentes. Los resultados se muestran en la Fig. 18.

Como era de esperar, logramos los mejores resultados optimizando el modelo para cada persona. Sin embargo, si usamos la media de los parámetros óptimos de la población, obtenemos resultados lo suficiente buenos como para considerar que los mismos parámetros medios pueden ser utilizados para diferentes sujetos. Por otra parte, es notable que el error es peor cuando se prueba el modelo con los parámetros optimizados para otro sujeto (sujeto 4 en este caso).

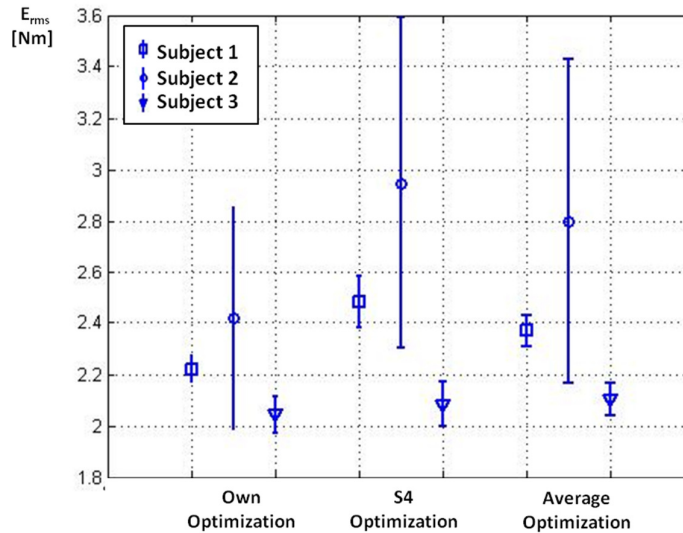


Figura 18. E_{rms} para los diferentes sujetos (S1, S2, S3) comparando diferentes conjuntos de diferentes parámetros optimizados: su propio conjunto de valores optimizados, los que se obtuvieron para el sujeto 4, y utilizando un valor medio de los parámetros optimizados de todos los sujetos.

Creemos que la razón por la cual el sujeto 2 tiene peores resultados estadísticos se debe a los límites superiores e inferiores de los parámetros de ajuste en el proceso de optimización. Los mejores parámetros óptimos para este sujeto están fuera de límite. Al aumentar los límites en la fase de optimización se obtuvieron mejores parámetros óptimos para este sujeto y los resultados estadísticos se mejoraron: $1,92 \pm 0,52$ Nm para el sujeto 2 con límites extendidos en lugar de $2,42 \pm 0,43$ Nm en el caso del 75% al nivel de condición de no fatiga. Mientras que la media disminuye considerablemente y alcanza magnitudes similares a sujetos 1 y 3, la desviación estándar mantiene su valor.

A fin de comparar los resultados del uso de los niveles de activación de los 11 músculos propuestos, con respecto a la 7 como se sugiere en [4], se ilustra la Fig. 19.

Naturalmente, si se tienen en cuenta más músculos que contribuyen al par en una articulación, se aumenta claramente la exactitud en la estimación.

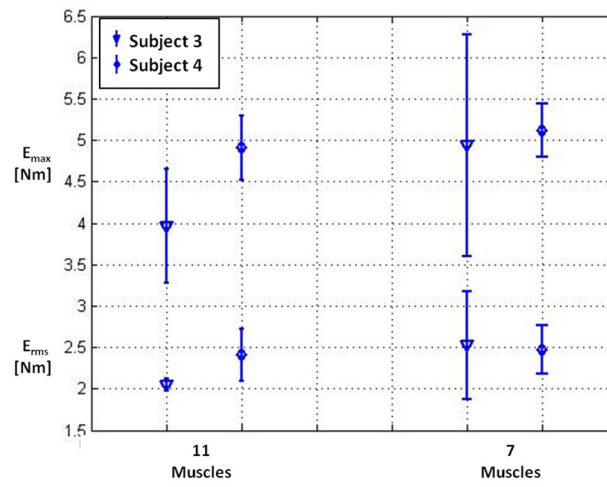


Figura 19. La media y la desviación estándar del error máximo y el error cuadrático medio de nuestro modelo con 11 músculos frente a considerar sólo 7 de ellos.

6. Implementación del Neuroestimador

El Neuroestimador trata de integrar de forma óptima toda la información procedente de los sistemas sensoriales del dispositivo Neurorrobótico/Neuroprotésico para establecer y desarrollar los mecanismos de control para los dispositivos de rehabilitación. En base a esta necesidad se trabaja en el Neuroestimador bajo el paradigma “assist-as-needed” con las adaptaciones dinámicas de acuerdo a las capacidades motoras latentes de los usuarios. Este Neuroestimador alimenta al controlador del sistema según Fig. 20.

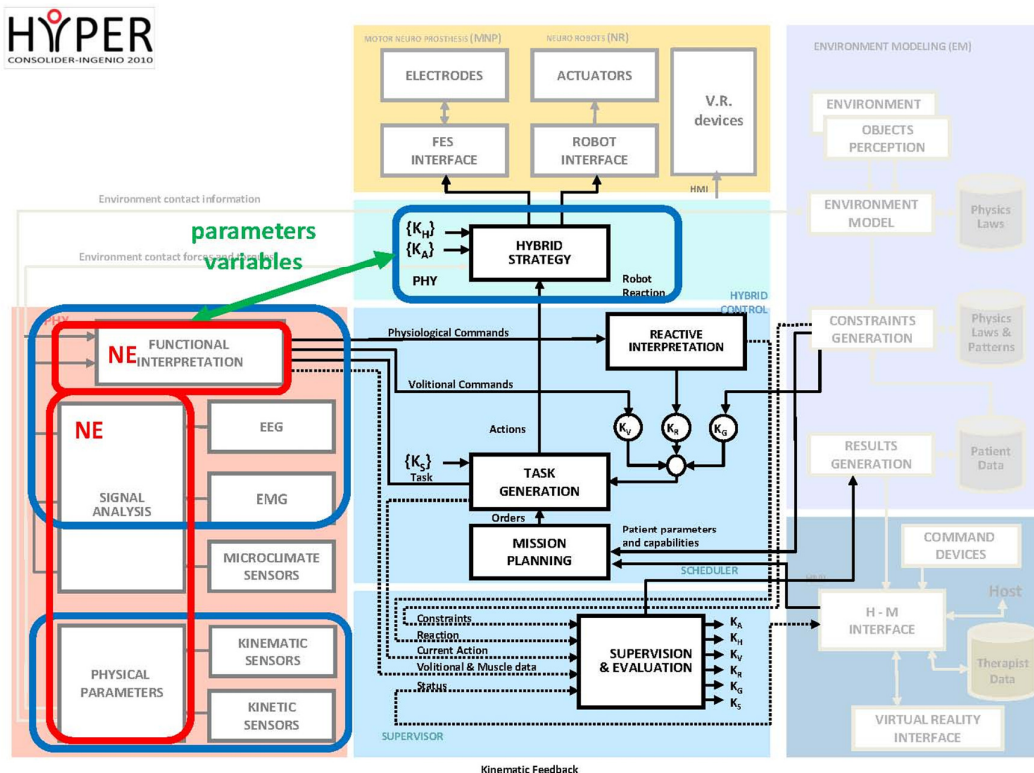


Figura 20. Neuroestimador (NE) en el esquema general del control de HYPER.

Este Neuroestimador se ocupará de señales muy heterogéneas:

- Los electrodos de EEG y EMG: señales fisiológicas.
- Sensores de movimiento del NR: señales de posición, velocidad, aceleración, fuerza, etc.

- Otros: humedad o el sudor.

Todo ello, con el fin de proporcionar al sistema de control las mejores estimaciones en cada momento de:

- Movimientos involuntarios: por ejemplo, temblores o espasmos para poder ser reducidos.
- El movimiento voluntario real.
- La fuerza muscular del paciente: para saber cuánta fuerza debe ser compensada.
- Fatiga: con el fin de evitar sus efectos.
- Otros: La intención del paciente.

Todas estas variables modifican los parámetros de sistema de control para caracterizar los requerimientos del balance NR / NP teniendo en cuenta las capacidades latentes de los pacientes, es decir, qué porcentaje de compensación de movimiento debe realizar la NP y cuál el NR. Y por tanto modifican la consigna de fuerza del robot para que el NR aplique la fuerza compensatoria y la señal FES (intensidad y frecuencia) a los puntos de aplicación de la estimulación. Estos parámetros cambiarán a lo largo de la terapia de rehabilitación.

La interconexión de hardware HYPER cuenta con dos buses, Fig. 21. Un bus CAN (representado por las líneas rojas) que se utilizará para la comunicación en tiempo real, y un bus Ethernet (UDP o TCP / IP, representado por líneas azules) a la comunicación de alto nivel.

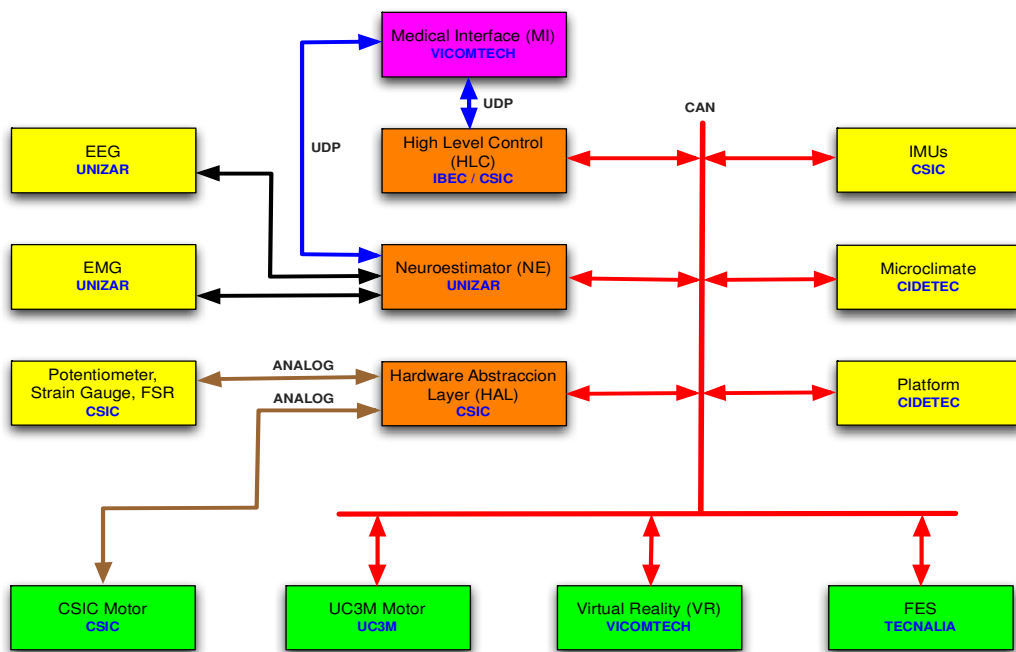


Figura 21. Esquema general de integración de HYPER

La interfaz del Neuroestimador (NE), se muestra en la Fig. 22. La información necesaria para el NE estará disponible en el bus CAN (ángulos articulares, pares articulares, etc.) y enviará la información que estime al bus CAN y a la interfaz médica a través de UDP para permitir el análisis de datos a los clínicos.

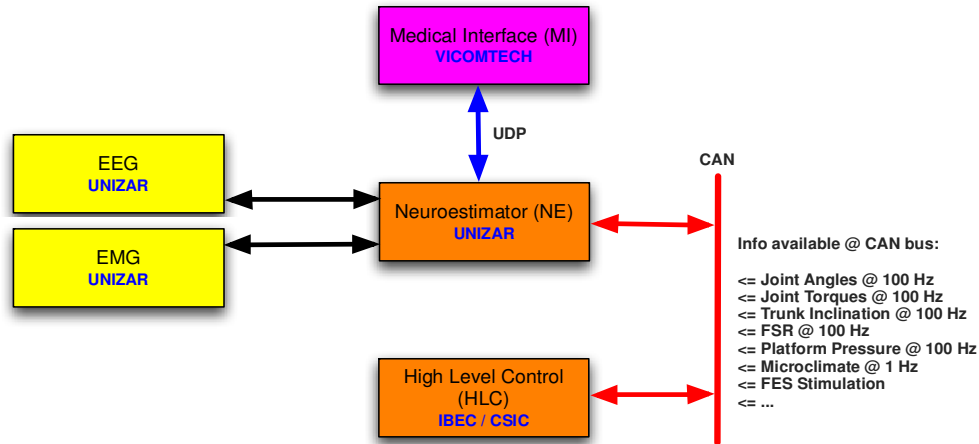


Figura 22. Esquema integración del Neuroestimador dentro de HYPER

Una característica importante de este Neuroestimador es que tiene que trabajar en tiempo real, por ello se usará un PC104 (Modelo PCM-4153-A2) como plataforma hardware para conseguir este objetivo y se implementará un primer prototipo en el entorno Simulink. El sistema completo se muestra en la Fig. 23. El bloque g.USBamp es proporcionado por Simulink Highspeed On-line Processing software [20], y nos permite capturar de forma sencilla la señal EMG y almacenarla en el entorno Simulink para poder postprocesarla.

El sistema se ha dividido en subsistemas atendiendo a su funcionalidad: bloque de captura de la señal EMG (azul oscuro), bloque de transformación de EMG en activación muscular (rosa), modelado de las activaciones de los músculos no medidos (naranja), subsistema de la cinemática (blanco), estimación de la fuerza muscular con el modelo de Hill (amarillo), y el cálculo del par en la articulación (verde). A continuación se muestran más en detalle cada uno de los subsistemas.

El bloque de captura de la señal EMG, Fig. 24, almacena en una variable el valor de tiempo de la CPU a la vez que captura el EMG crudo, almacenándolo en una variable y visualizándolo. De los 16 canales del amplificador sólo se usan los canales impares usar una configuración bipolar de captura.

El bloque de transformación de EMG en activación muscular, Fig. 25, simplemente realiza músculo a músculo los pasos descritos en la sección 2.2 de procesamiento de datos. Como entradas al subsistema se tienen las máximas contracciones voluntarias de los músculos medidos, y la señal EMG en crudo. La activación muscular normalizada es la salida.

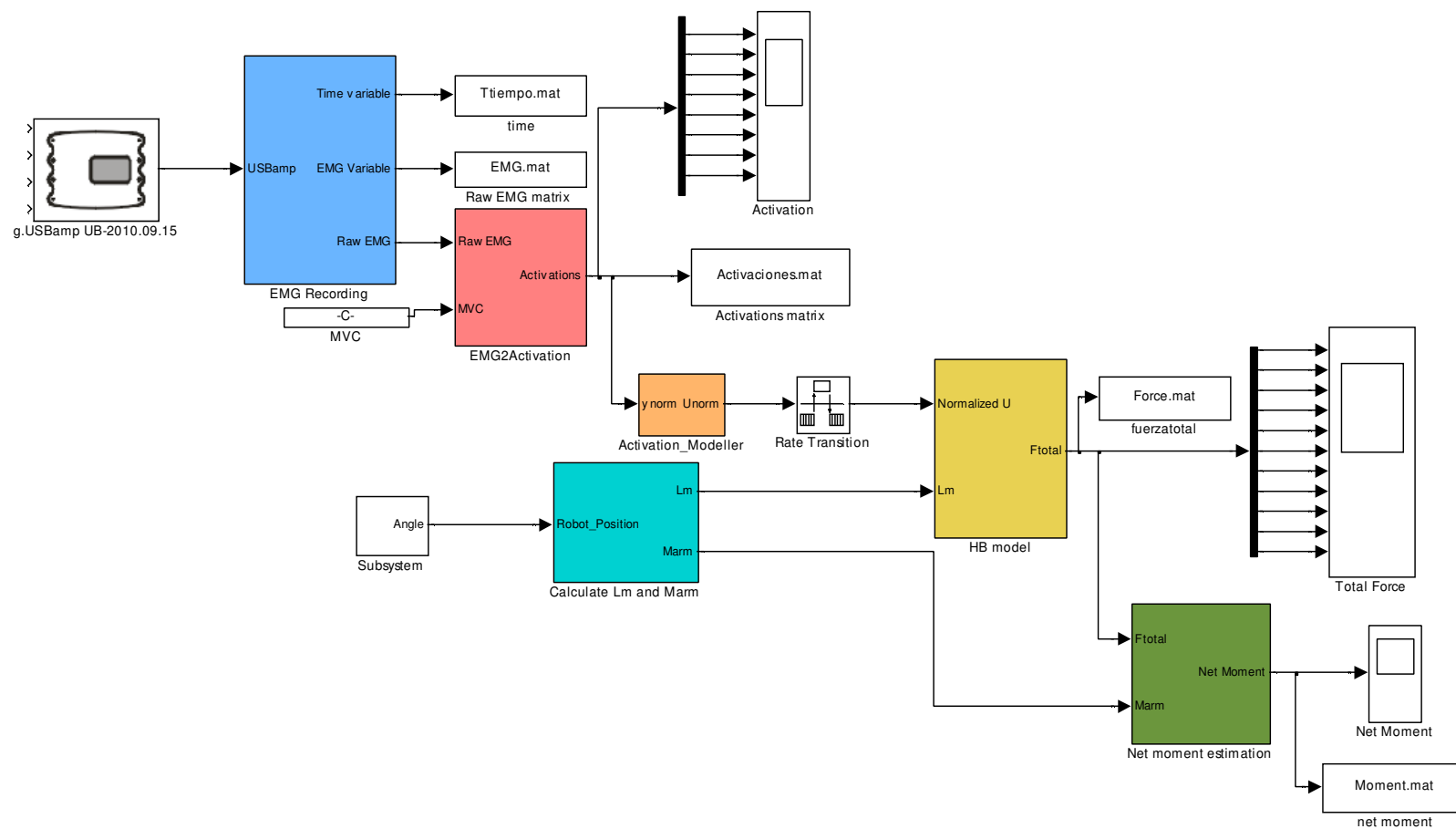


Figura 23. Sistema Simulink para la estimación del par en la articulación.

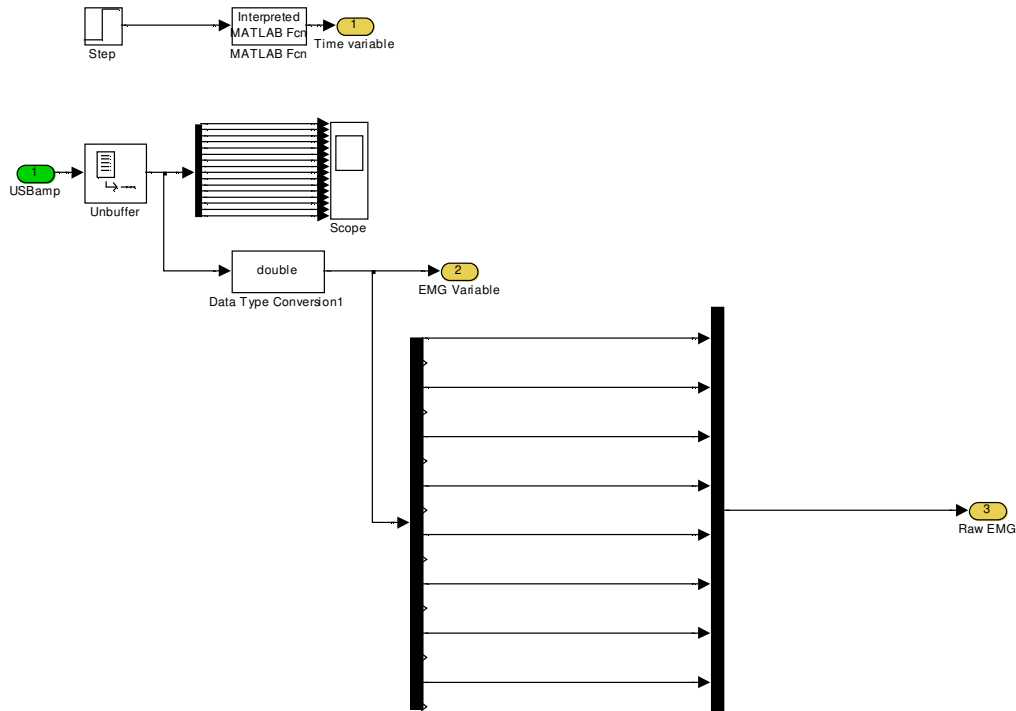


Figura 24. Subsistema de captura de la señal EMG.

El modelado de las activaciones de los músculos no medidos consiste en multiplicar el factor de escala para obtener la activación de los músculos imposibles de medir con sEMG. El bloque ‘transition rate’, Fig. 23, asegura la transmisión de datos entre dos subsistemas que trabajan a distinta frecuencia. Mientras que la parte de adquisición de datos se ejecuta a 2400Hz, la estimación del par se realiza a 10Hz.

El subsistema de la cinemática (ángulos articulares), Fig. 23, simula un movimiento de flexión y extensión de codo de robot de 0° a 130°. Este módulo se suprime con el uso del robot real, pues la cinemática se obtendría del robot. A continuación se necesita el subsistema de cálculo de la longitud y el brazo de momento para cada uno de los músculos modelados, Fig. 26. OpenSim permite exportar tablas de datos del modelo de extremidad superior utilizado [2]. El modelo de Hill necesita las longitudes y brazos de momento del músculo con el movimiento de flexión/extensión del codo, y este subsistema se encarga de buscar en esas tablas los datos geométricos correspondientes a la cinemática en cada instante y multiplicarlo por el factor geométrico.

Por último el cálculo del par en la articulación, Fig. 27, es un subsistema que multiplica la fuerza total obtenida de cada músculo por su correspondiente brazo de momento en ese instante y realiza el sumatorio para hallar el momento neto instantáneo.

En la Fig. 4 se han representado señales reales de sEMG y procesadas utilizando el sistema descrito.

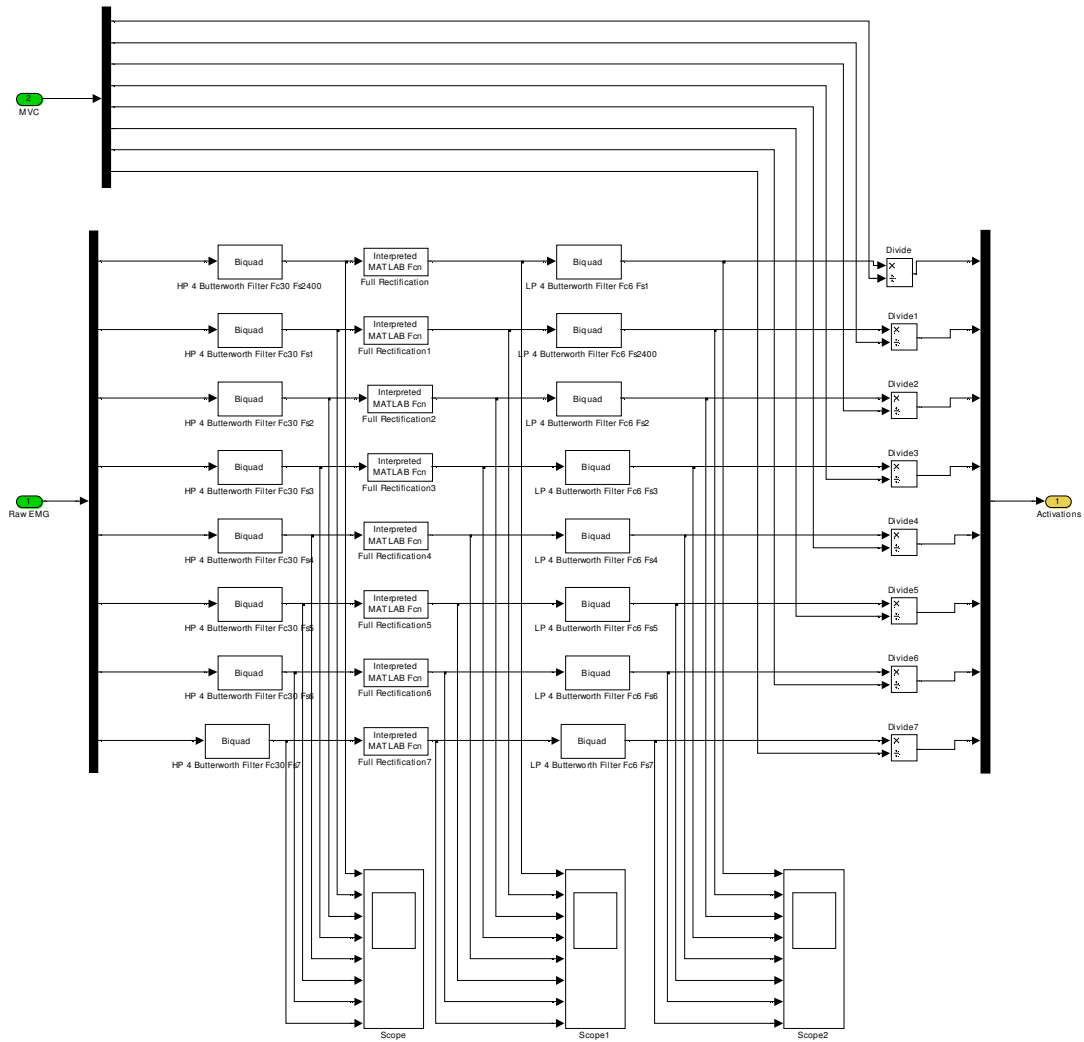


Figura 25. Subsistema de transformación de EMG en activación muscular.

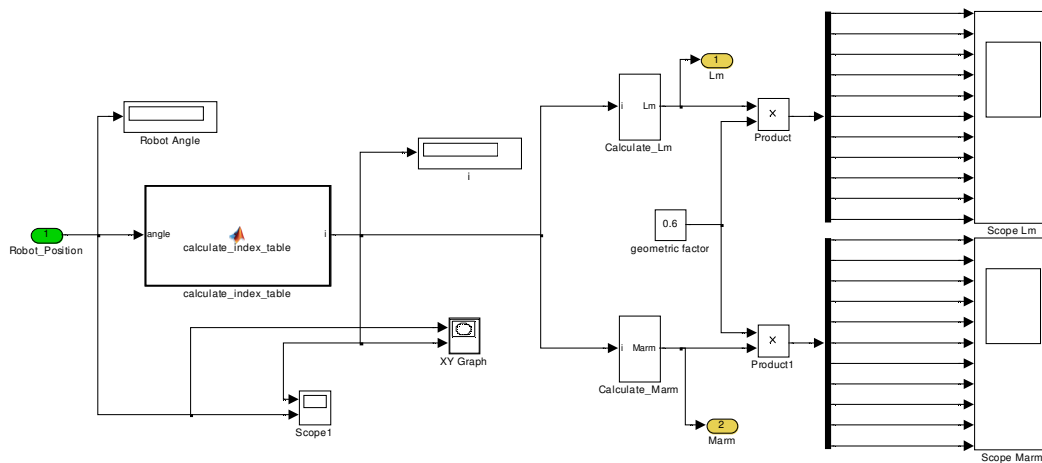


Figura 26. Subsistema de cálculo de la longitud de músculo y el brazo de momento para cada uno de los músculos modelados.

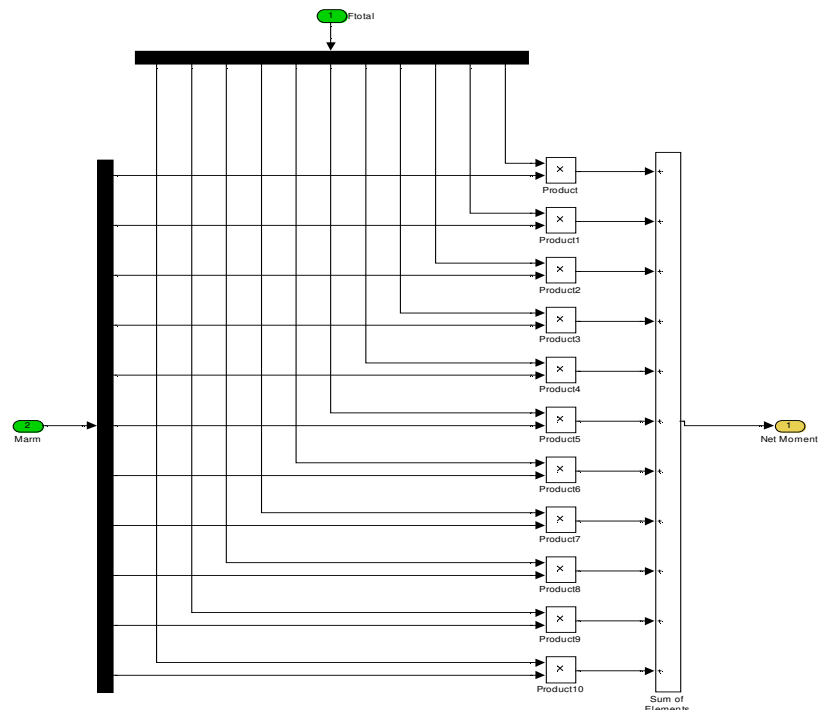


Figura 27. Subsistema de cálculo del momento neto en la articulación.

7. Conclusiones

Este trabajo desarrolla una técnica basada en modelo de músculo de Hill para estimar el par de fuerzas en codo humano a partir de mediciones de electromiografía superficial. Se han incluido algunos nuevos parámetros en el proceso de optimización con el fin de mejorar el par estimado resultante. Estos parámetros corresponden a niveles de activación de los músculos que intervienen en la generación de movimiento, pero no utilizados anteriormente en otros trabajos relacionados con este tipo de modelos. Con los resultados experimentales de diferentes sujetos, en diferentes condiciones de movimiento, y utilizando los nuevos parámetros optimizados se obtienen algunas conclusiones acerca de la generalidad de los modelos de músculos optimizados y de la influencia de los nuevos parámetros en la mejora de la estimación.

Los resultados indican que un modelo general de músculo es posible para un grupo de la población con similares características fisiológicas (como el presente estudio). Para hacer frente a la heterogeneidad de la población, en un sentido físico, se cree que la población se puede agrupar en conjuntos y proporcionar un "banco" de sub-óptimos parámetros para cada grupo, en lugar de cada persona. Esto podría representar un gran avance en la ingeniería de rehabilitación, ya que reduce la tediosa tarea de calibrar el modelo para diferentes personas.

Validado con sujetos sanos, este trabajo ha puesto de manifiesto la influencia, en la mejora de la estimación del par en el codo, de los nuevos parámetros fisiológico en el modelo de Hill correspondientes al nivel de activación de los músculos involucrados en el movimiento, pero no tratados en obras anteriores, incluyendo en el estudio diferentes condiciones de movimiento.

El modelo propuesto es capaz de estimar, con errores bajos, el par para las condiciones de diferentes resistencias, incluso con bajas velocidades. Sin embargo, en condiciones de fatiga la estimación puede ser mejorada. Ya hay estudios actuales en esta línea de investigación [11]. La fatiga muscular aparece durante las sesiones de rehabilitación y se requiere que el modelo pueda hacer frente a este cambio en las señales de sEMG.

Puesto que los datos de prueba de cuatro sujetos son insuficientes para sacar conclusiones universales, en el trabajo futuro incluirán poblaciones más grandes, lo que permitirá incluir discusiones acerca de las tendencias y los patrones de los parámetros cada músculo en detalle. Además, se pretende extender el estudio del modelo a movimientos de rehabilitación, tanto analíticos como funcionales (movimientos de caminar), para los miembros superiores e inferiores. En la misma dirección se incluirán

más músculos para estudiar su influencia en la estimación del par. También se extenderá la metodología a las personas con discapacidad con diferentes tipos de trastornos motores y con diferentes grados de capacidades motoras. Estos modelos serán utilizados en el Neuroestimador para el *assist-as-needed* control de un exoesqueleto. Además, se continuará con el desarrollo del Neuroestimador mediante la incorporación de EEG, sensores de movimiento, fuerza, etc.

El trabajo ha sido aceptado para su presentación y publicación en el EMBC 2012 (The 34th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society) [19] que se celebrará en Agosto en San Diego (EEUU).

Bibliografía

- [1] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, D. G. Thelen, 'OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic Simulations of movement'. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, vol. 55, pp. 1940-1950.
- [2] Holzbaur K R, Murray W M, Delp S L. 'A model of upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control.', Ann Biomed Eng. 2005 Jun; 33(6): 829-40.
- [3] Jacob Rosen, Moshe B.Fuchs, Mircea Arcan. 'Performances of Hill-Type and Neural Network Muscle Models- Towards a Myosignal-based exoskeleton'. Computers and Biomedical Research, 1999, vol.32, pp. 415-439.
- [4] E.Cavallaro, J.Rosen, J.C.Perry, S.Burns, B.Hannaford. 'Hill-Based Models as a Myoprocessor for a Neural Controlled Powered Exoskeleton Arm – Parameters Optimization. Proceedings. IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona, Spain, 2005 pp 4525-30.
- [5] Moré, J.J. and D.C. Sorensen, "Computing a Trust Region Step," SIAM Journal on Scientific and Statistical Computing, Vol. 3, pp 553–572, 1983.
- [6] S. A. Safavynia, G. Torres-Oviedo, and L. H. Ting, "Muscle Synergies: Implications for Clinical Evaluation and Rehabilitation of Movement" Top Spinal Cord Inj Rehabil. 2011 ; 17(1): 16–24.
- [7] E.Cavallaro, J.Rosen, J.C.Perry, and S.Burns, "Real-Time myoprocessor for a neural controlled powered exoskeleton arm" IEEE Transactions On biomedical Engineering, Vol. 53, No. 111, Nov. 2006: 2387-2393.
- [8] K. Mountjoy, E. Morin, K. Hashtrudi-Zaad, "Use of the Fast Orthogonal Search Method to estimate optimal joint angle for upper limb Hill-muscle models. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 57, No. 4, April. 2010: 790-798.
- [9] Hyper project, "Hybrid Neuroprothetic and Neurorobotic Devices for Functional Compensation and Rehabilitation of Motor Disorders". CSD2009-00067. <http://www.iai.csic.es/hyper/contacts.html>.

- [10] D. Amarantini, G. Rao, EricBerton, “A two-step EMG-and-optimization process to estimate muscle force during dynamic movement. *Journal of Biomechanics* Vol. 43, 2010: 1827–1830.
- [11] G. Rao, E. Berton, D. Amarantini, L. Vigouroux, T. S. Buchanan. “An EMG-Driven Biomechanical Model That Accounts for the Decrease in Moment Generation Capacity During a Dynamic Fatigued Condition”. *Journal of Biomechanical Engineering* vol.132, July 2010.
- [12] R. Merletti, P. A. Parker. “Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications”. IEEE Press Series on Biomedical Engineering. July 2004.
- [13] D. Staudenmann, K. Roeleveld, D.F. Stegeman, J.H. van Dieën. “Methodological aspects of sEMG recordings for force estimation – A tutorial and review”. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (2010) 375-387.
- [14] T.S. Buchanan, D.G. Lloyd, K. Manal, T.F. Besier. “Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command”. *J Appl Biomech.* 2004 November; 20(4):367-395.
- [15] J. M. Winters, “Hill-based muscle models: A systems engineering perspective,” in *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization*, Eds. New York: Springer-Verlag, 1990, pp. 69–93.
- [16] A. V. Hill, “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle,” *Proc. R. Soc. Lond. Biol.*, vol. 126, pp. 136–195, 1938.
- [17] G. L. Zahalak, “Modeling muscle mechanics (and energetics),” in *Multiple Systems: Biomechanics and Movement Organization*, Eds. New York: Springer-Verlag, 1990, pp. 1–23.
- [18] SENIAM (European project: Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles): <http://www.seniam.org/>
- [19] EMBC 2012 (The 34th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society): <http://embc2012.embs.org/>
- [20] Simulink Highspeed On-line Processing software: <http://www.gtec.at/Products/Software/High-Speed-Online-Processing-under-Simulink-Specs-Features>

ANEXOS

ANEXO 1: Abreviaturas

α	% de fibras rápidas del elemento contráctil
ANC	Anconeus
BIC long	Biceps long head
BICshort	Biceps short head
BRA	Brachialis
BRD	Brachioradialis
ECRL	Extensor carpi radialis longus
E_{\max}	error máximo
E_{rms}	error cuadrático medio
f_{ANC}	factor de escala de la activación de músculo ANC
f_{BIC}	factor de escala de la activación de músculo BIC long
f_{BRA}	factor de escala de la activación de músculo BRA
F_{CE}	fuerza del elemento contráctil
F_{CEmax}	fuerza máxima del elemento contráctil
FCR	Flexor Carpi Radialis
f_{geom}	factor geométrico del modelo
F_i	Fuerza muscular total del músculo i
f_l	relación entre fuerza muscular y longitud de músculo
F_{PE}	fuerza del elemento paralelo
F_{PEmax}	fuerza máxima del elemento paralelo
f_{PT}	factor de escala de la activación de músculo PT

F_{SE}	fuerza del elemento en serie
F_{SEmax}	fuerza máxima del elemento en serie
f_v	relación entre fuerza muscular y velocidad de contracción
HB	modelos de músculo basado en los modelos de Hill
L_{CE0}	longitud de fibra óptima
ΔL_{CE}	variación de longitud del elemento contráctil con respecto al reposo
ΔL_{CEmax}	variación máxima de la longitud del elemento contráctil
L_m	longitud de músculo
\widetilde{L}_m	longitud de músculo-fibra normalizada
ΔL_{PE}	variación de longitud del elemento paralelo con respecto al reposo
ΔL_{PEmax}	variación máxima de la longitud del elemento paralelo
ΔL_{SE}	variación de longitud del elemento en serie con respecto al reposo
ΔL_{SEmax}	variación máxima de la longitud del elemento en serie
L_{TS}	longitud del tendón en reposo
M_{neto}	momento neto en la articulación
MVC	maxima contracción voluntaria
PT	Pronator teres
S_{PE}	factor de forma del elemento paralelo
S_{SE}	factor de forma del elemento contráctil
TRIlat	Triceps lateral head
TRIlong	Triceps long head
TRImed	Triceps medium head
U	activación muscular normalizada
V_{CE0}	máxima velocidad elemento contráctil con nivel de activación máximo
V_{CE}	velocidad de contracción del elemento contráctil
V_{CEmax}	velocidad máxima del elemento contráctil con

ANEXO 2: HYPER Consolider 2010

El proyecto HYPER pretende representar un avance significativo en la investigación de dispositivos neurorrobóticos (NR) y neuroprotésicos (MNP) en interacción cercana con el cuerpo humano, tanto en la rehabilitación como en la compensación funcional de trastornos motores en actividades de la vida diaria. El proyecto centrará sus actividades científico-tecnológicas en el desarrollo de configuraciones novedosas de neurorrobots y neuroprótesis que, mediante su acción combinada, potenciarán y ayudarán a restablecer las capacidades latentes de personas que, afectadas de lesiones cerebrovasculares, parálisis cerebral o lesión medular, presentan trastornos motores en miembro inferior o superior.

Los principales objetivos del proyecto son la restauración de la función motora en pacientes con lesión medular a través de la compensación funcional y promover el re-aprendizaje del control motor en pacientes afectados por accidente cerebro vascular y parálisis cerebral, por medio de un uso integrado de neurorrobots y neuroprótesis.

El proyecto validará funcional y clínicamente el concepto de sistemas neurorrobóticos-neuroprotésicos híbridos para la rehabilitación compensación funcional de trastornos motores bajo el paradigma de asistencia bajo demanda. En la visión HYPER, se asume que el avance en las terapias de rehabilitación física depende de la obtención de una comunicación más transparente entre los sistemas humanos y las máquinas, y por lo tanto, se explorarán diferentes niveles de actividad neural humana. El proyecto plantea preguntas fundamentales en diferentes disciplinas tecnológicas y científicas. Estas preguntas dan lugar al planteamiento de seis líneas de investigación (biomecánica, control neuromotor, tecnologías de control, tecnologías de sensores, actuadores y energía, interfaces multimodales cerebro-máquina, adaptación de sistemas híbridos a escenarios de aplicación) con interacciones horizontales:

- Los sistemas tratarán la variabilidad en las estructuras neuromusculares humanas, con adaptaciones dinámicas acordes a las capacidades (motrices) latentes de los usuarios.
- La aproximación propuesta promoverá el reentrenamiento del control sensorial y motor, y la plasticidad cerebral. Esto podrá conducir a potenciales soluciones de rehabilitación de pacientes con apoplejía y parálisis cerebral, y a soluciones para la compensación funcional de pacientes con lesión medular.

HYPER propone una interfaz multimodal cerebro-máquina(BNMI), cuyo objetivo principal es la exploración de diferentes niveles de actividad neural, caracterizando las demandas específicas de apoyo y la participación del paciente, y poder así modificar la intervención a nivel periférico con los sistemas híbridos NR-MNP.

HYPER adopta un enfoque nuevo y poco convencional. El control motor de las extremidades humanas durante la manipulación y la locomoción será el resultado de tres sistemas que actúan mecánicamente en paralelo:

- El sistema biológico a través de las capacidades motoras latentes de los pacientes.
- El control del motor de las extremidades humanas por medio de la neuroprótesis (NP).
- El control motor de las extremidades humanas por medio de un neurorobot (NR), ligero y portátil.

El "Assist-as-Needed" paradigma supone, tener en cuenta la variabilidad en las estructuras neuromusculares humanos, una propiedad intrínseca del control neuromuscular en la actuación. Por lo tanto, la actuación en paralelo (NR-NP) no es fija sino que se adapta de manera dinámica y está sujeta a los cambios debidos a las organizaciones neuronales y adaptaciones musculares.

Con el fin de cumplir con este ambicioso objetivo, se deben abordar:

- El desarrollo de un modelo preciso del sistema músculo-esquelético humano (ambos miembros superiores e inferiores) para una aplicación segura y eficiente de la FES por el NP y un modelo preciso de la anatomía humana (tanto las articulaciones de los tejidos superiores y las extremidades inferiores) para una transmisión segura y eficaz de las fuerzas de la NR para al usuario.
- El desarrollo de modelos de los mecanismos neuromotores humanos para ser implementados en el control de caminar, balance, alcanzar y agarrar objetos en los seres humanos sanos. Se cuantificará en el modelo para el control el papel relativo del control del motor volitivo, los reflejos, generadores de patrones centrales y otros mecanismos en el desempeño de la función.
- Desarrollar una estructura de control y los algoritmos que imitan el modelo biológico para un trabajo eficiente y seguro de los tres actores: (1) características humanas latentes, (2) NP y NR (3), en dos escenarios: (a) la compensación funcional de los pacientes de lesión medular (3) control de motor re-entrenamiento en los lesionados cerebrovasculares.
- Desarrollar el actuador, sensor y tecnologías de gestión de energía para que el NR-NP pueda ser incorporado en un portátil, una solución ambulatoria, útil y aceptable para el paciente y el terapeuta.
- Desarrollar un cerebro multimodal y neuronal a la interfaz de la máquina (BNMI) capaz de descifrar los comandos volitivos de manera exhaustiva. Esto también involucra

el manejo de movimiento no deseado, por ejemplo, espasmos o temblores, y la evaluación de la capacidad humana latente.

- Obtener del paciente y terapeutas sus necesidades para una solución aceptable y proporcionar medios para el compromiso del paciente y la validación del sistema HYPER. Con el apoyo del desarrollo de realidad virtual (VR), el sistema permitirá la simulación fiel de todo el proceso, la obtención de la información sensorial y la generación de la respuesta de los actuadores. Se utiliza tanto para poner a prueba el sistema como para poner en marcha programas de rehabilitación con los usuarios reales, sin riesgo.

Los siguientes párrafos dan más detalles de la investigación científica y tecnológica que se están llevando a cabo en el marco de HYPER.

- Biomecánica. El desarrollo de híbridos de NR y NP requerirá el apoyo científico biomecánico para superar los problemas críticos para la eficiencia, la seguridad y la fiabilidad. El nuevo concepto implica nuevos retos en Biomecánica

- Control neuromotor. El desarrollo de controladores robustos y viables para el sistema híbrido requiere un conocimiento preciso de diversos mecanismos de control biológico. Este itinerario de investigación tiene como objetivo desplegar los principios de control del movimiento humano en los niveles neuronales y musculoesqueléticos mediante el desarrollo de modelos funcionales. Estos modelos, más allá de su verosimilitud biológica, se pueden utilizar para controlar el NP y dispositivos NR.

- Tecnologías de control. NR y NP son integrados. La naturaleza de esta integración se rige por el sistema de control. Este arbitra cómo las estructuras biológicas y artificiales se coordinan de manera dinámica. En HYPER, esta integración tiene lugar en una estructura de control motor complejo en el que dos sistemas artificiales interactúan con el cuerpo humano. De este modo, diversos retos científicos necesitan superarse para diseñar los diferentes controladores con nuestro enfoque.

- Actuadores, sensores y tecnologías de gestión de energía. Tecnologías que la mayoría de las veces representan cuellos de botella en soluciones portátiles y fiables en los escenarios de rehabilitación.

- Cerebro Multimodal e Interfaces Neuronales de la máquina (BNMI). Mejora de las terapias de rehabilitación, con nuevos sistemas híbridos requiere la exploración de los diferentes niveles de la actividad neuronal humana. Esto ha sido demostrado ser muy importante en: (1) evaluar la calidad de las intervenciones, y (2) obtener una comunicación más transparente y relacionándose entre sí entre el sistema nervioso humano y las máquinas.

- Adaptación de la NP y el NRS a los usuarios y los escenarios de aplicación. La aplicación de los NR y MNPS requiere una evaluación funcional y clínica.

ANEXO 3: Visión general de OpenSim

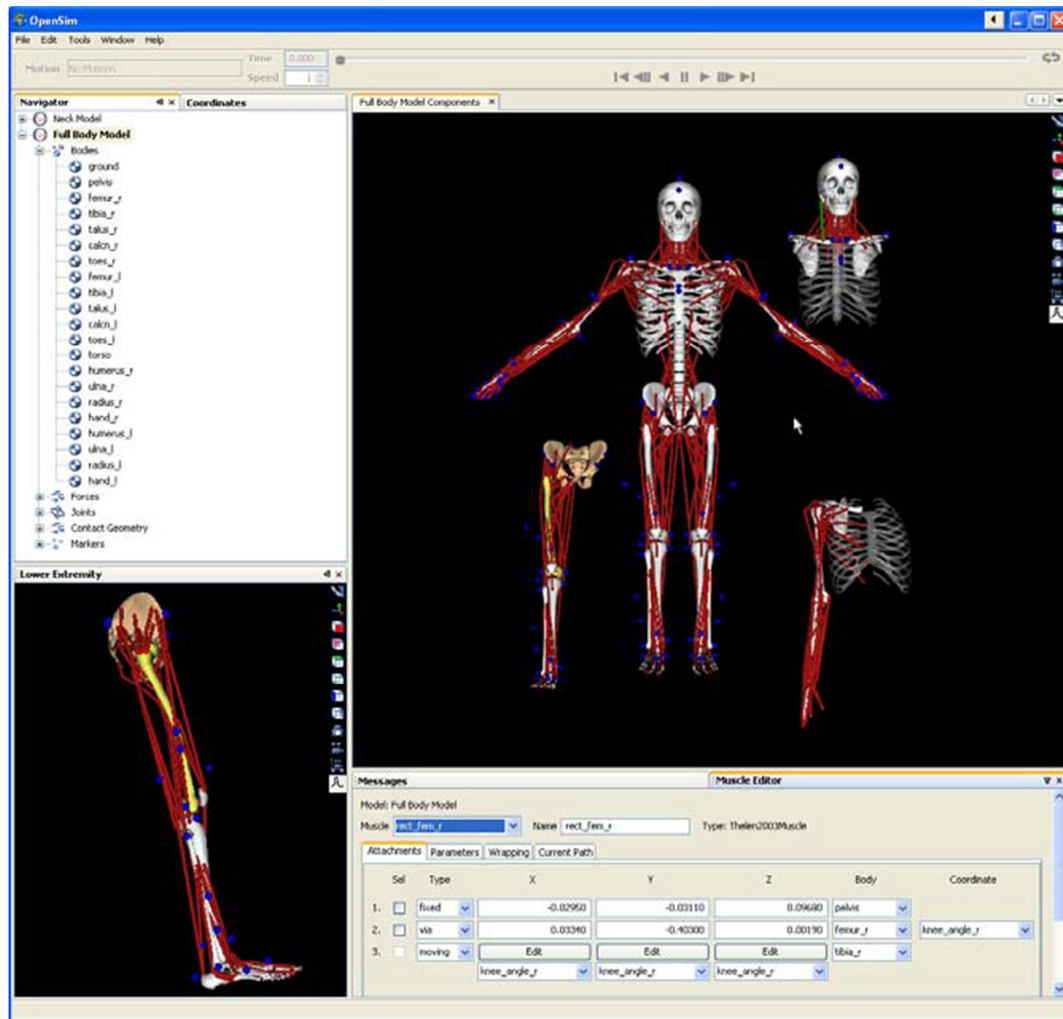
En los últimos años, ha aumentado de forma considerable la utilización de los llamados sistemas de análisis de movimiento humano por parte de la industria de animación por ordenador y de videojuegos en el sector audiovisual, para generar movimientos tridimensionales análogos a los realizados por un objeto o persona real. OpenSim es un software libre que permite crear y analizar modelos del sistema musculoesquelético y simulaciones dinámicas de su movimiento. El software proporciona una plataforma que facilita a todos los investigadores, en particular de la biomecánica, la creación de una biblioteca de simulaciones que se pueden intercambiar, probar, analizar y mejorar.

El software está escrito en C++, y la interfaz de usuario gráfica (GUI) está escrito en Java. OpenSim permite el desarrollo de modelos personalizados, análisis, y modelos de músculos entre otras cosas. Estos complementos pueden ser compartidos sin necesidad de modificar o compilar el código fuente. Se pueden analizar los modelos y las simulaciones existentes y desarrollar nuevos modelos y simulaciones dentro de la interfaz gráfica.

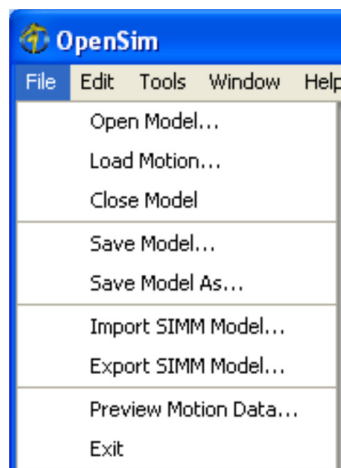
OpenSim incluye varias características. Algunas de las características más útiles:

- La escala en tamaño y peso de un modelo músculo-esquelético.
- Realizar análisis de cinemática inversa para el cálculo de ángulos de las articulaciones a partir de las posiciones de marcadores.
- Realizar análisis de la dinámica inversa para el cálculo de momentos netos en las articulaciones y las fuerzas externas.
- Generación de la dinámica directa para simulaciones de movimiento.
- Análisis de simulaciones dinámicas.

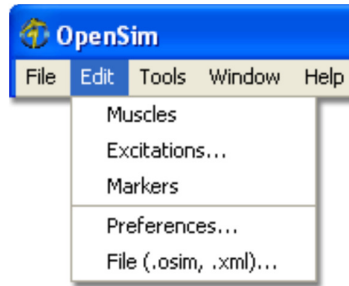
OpenSim proporciona una interfaz gráfica de usuario que da acceso a muchas de las características del software. Por ejemplo, puede importar datos de análisis de movimiento, la escala de un modelo del sistema músculo-esquelético, realizar análisis de la dinámica inversa, y los resultados de la trama, todo desde la interfaz gráfica. A continuación se muestra el aspecto de la interfaz:



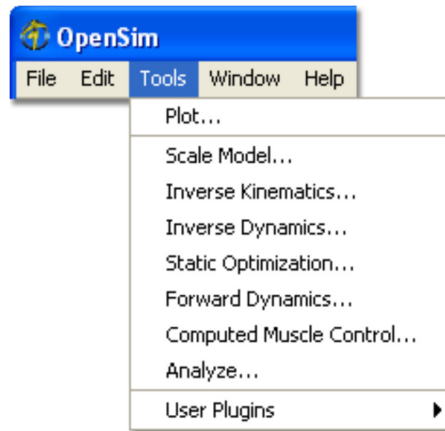
En cuanto a las opciones de menú:



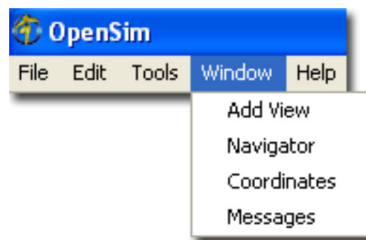
Permite importar y exportar información, cargar modelos y movimientos.



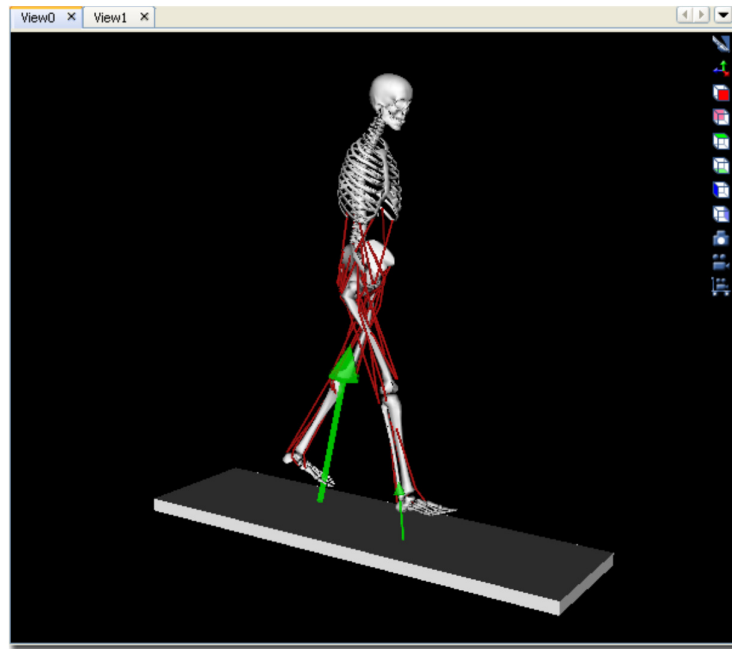
Permite modificar las características o parámetros de los músculos, activaciones musculares, marcadores virtuales o ficheros del musculo esqueleto.



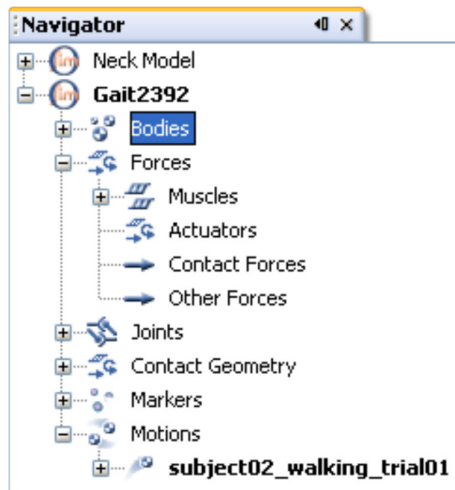
La opción de Tools permite de forma fácil acceder a las herramientas para generar y analizar simulaciones del musculo esqueleto.



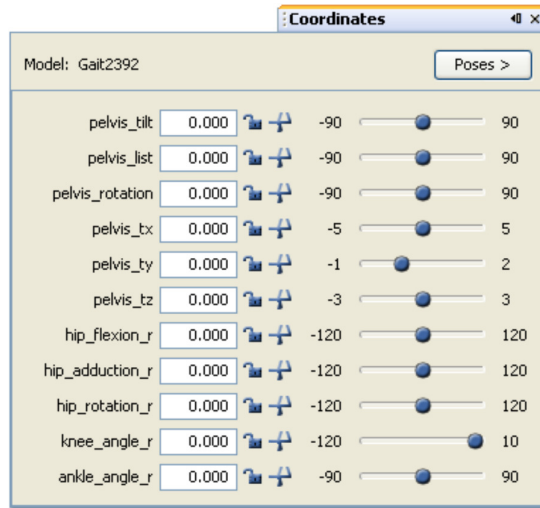
Window simplemente controla qué ventana es visible en la interfaz gráfica. Más en profundidad, estas ventanas son:



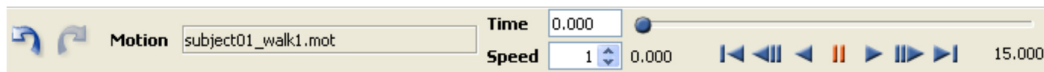
View Window: proporciona una visualización 3D y de la animación del musculoesqueleto. Se pueden añadir varias vistas del mismo modelo.



Navigation Window: proporciona información sobre el modelo con el que se está trabajando, como los segmentos, articulaciones, músculos, etc.



Coordinates Window: permite modificar interactivamente las coordenadas de las articulaciones del modelo. También aparece en la interfaz una toolbar:



Que sirve para controlar el video de las simulaciones.

En este trabajo se ha usado OpenSim para exportar la información geométrica del músculo que el modelo de Hill necesita y que depende de la cinemática del movimiento. En concreto se usa la longitud de músculo y el brazo de momento, que varía con cada grado de flexión de la articulación de codo.

A continuación se muestran dos gráficas en las que se ha representado la variación de la longitud y brazo de momento de los músculos BIClong y BICshort con la flexión de codo. Destacar que el brazo de momento de los dos músculos coincide. Estos datos son exportados a un fichero de texto que posteriormente se procesa en el Neuroestimador. Dada la cinemática del robot, el algoritmo busca en estas tablas de datos la geometría de músculo correspondiente para poder realizar el cálculo del par de fuerza articular en el codo.

