

## **Estrategia para el control háptico, basado en electromiografía, de un exoesqueleto de mano para neurorehabilitación**

**Cisnal, Ana<sup>a</sup>; Moreno, Victor<sup>a</sup>; Pérez-Turiel, Javier<sup>a</sup>; Alonso, Rubén<sup>b</sup>; Fraile-Marinero, J.Carlos<sup>a</sup> y Lobo, Victor<sup>a</sup>**

<sup>a</sup> Grupo de Robótica Médica, Instituto de las Tecnologías Avanzadas de la Producción (ITAP), Univ. de Valladolid, España. [ana.cisnal@hotmail.com](mailto:ana.cisnal@hotmail.com), [turiel@eii.uva.es](mailto:turiel@eii.uva.es)

<sup>b</sup> Área de Bienestar y Salud, División de Sistemas, Fundación Cartif, Parque Tecnológico de Boecillo, Boecillo, Valladolid, España. [rubalo@cartif.es](mailto:rubalo@cartif.es)

---

### **Abstract**

*RobHand is a neuro rehabilitation system for the hand and wrist of subjects who have suffered a stroke and must recover the mobility lost. It includes a hand exoskeleton, an interface with the patient for performing therapies based on a virtual environment and a management system for the information associated with patients and therapies. In this paper we present the approach and the development status of the control architecture of the hand exoskeleton integrated in the rehabilitation system. Their kinematic and dynamic models, and the sEMG based bio-operative controller that implements active-assisted therapies tailored to the patient are described.*

**Keywords:** *rehabilitation, robotics, exoskeletons, modeling, control, sEMG , biosignals.*

---

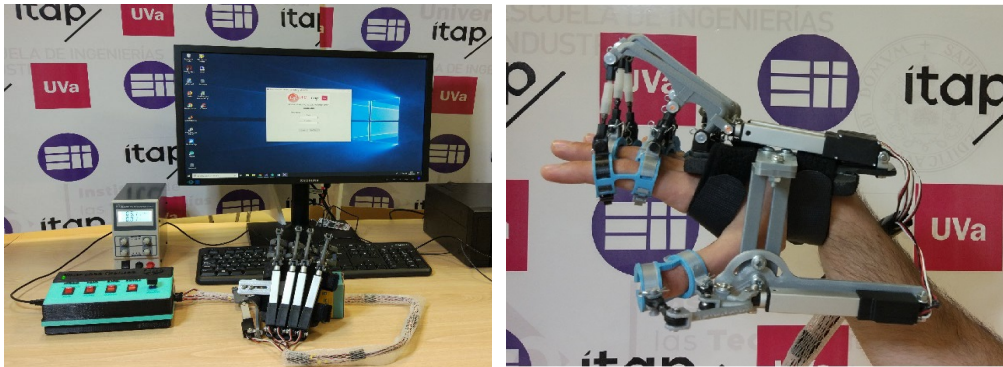
### **Resumen**

*RobHand es un sistema de neuro rehabilitación para la mano y muñeca de sujetos que han sufrido un accidente cerebrovascular y deben recuperar la movilidad perdida como consecuencia del mismo. Incluye un exoesqueleto de mano, un interfaz con el paciente para la realización de terapias basadas en un entorno virtual y un sistema de gestión de toda la información asociada a los pacientes y las terapias realizadas. En este trabajo presentamos el planteamiento y el estado de desarrollo de la arquitectura de control del exoesqueleto de mano integrado en el sistema de rehabilitación. Se describen sus modelos cinemático y dinámico, y el controlador biocooperativo basado en sEMG para implementar terapias activas-asistidas a medida del paciente.*

**Palabras clave:** *rehabilitación, robótica, exoesqueletos, modelado, control, sEMG, bioseñales.*

## 1. Introducción

RobHand es un sistema de neuro rehabilitación para la mano y muñeca de sujetos que han sufrido un accidente cerebrovascular y deben recuperar la movilidad perdida como consecuencia del mismo (Ukei 2012). El sistema incluye un exoesqueleto de mano (Fig.1), un módulo de muñeca, un interfaz con el paciente para la realización de terapias basadas en un entorno virtual y un sistema de gestión de toda la información asociada a los pacientes y las terapias realizadas.



*Fig. 1 Componentes de la plataforma RobHand (a) y vista del Exoesqueleto de mano (b)*

Es un desarrollo financiado por el CDTI y se lleva a cabo en colaboración por la empresa CyL ImasD Informática (Salamanca), el grupo de Robótica Médica del ITAP (UVa) y el servicio de rehabilitación del Hospital Clínico Universitario (HCU) de Valladolid. El sistema permite realizar tanto terapias de tipo pasivo, en los cuales el sujeto no ejerce ninguna fuerza y toda la responsabilidad es del sistema, como otras de tipo activo asistido en las que se busca conseguir un comportamiento de tipo asistencia a medida (*assist as needed*) en el que el sistema detecta la fuerza realizada por el paciente y la complementa hasta el nivel de desempeño deseado.

El objetivo principal del presente trabajo es presentar el planteamiento y el estado de desarrollo de la arquitectura de control del dispositivo de rehabilitación. Este adopta un esquema jerárquico en tres niveles de tal modo que el nivel superior, L1, gestiona la ejecución de las terapias virtuales y adapta dinámicamente el comportamiento del sistema al estado de desempeño del paciente. El nivel inferior L3 se ocupa del control de los grados de libertad del dispositivo y se implementa directamente mediante los drivers de los actuadores. Entre ambos, el nivel intermedio L2 implementa una estrategia de interacción háptica con control de admitancia. Para ello planteamos utilizar registros de electromiografía de superficie del paciente para estimar la intencionalidad de movimiento, y la lectura del consumo de corriente de los motores, para adaptar dinámicamente el nivel de asistencia a la situación del paciente. Se ha desarrollado un hardware específico para el

registro y tratamiento de las señales de EMG y los algoritmos de control se ejecutan en un DSP para favorecer la autonomía del dispositivo. En la actualidad se están realizando pruebas de las terapias pasivas con 5 pacientes en el HCU y en breve comenzarán las pruebas con terapias activas.

El resto del documento se estructura de la siguiente forma. Los apartados 2 y 3 describen la arquitectura de control y la tipología de terapias soportadas por la plataforma, respectivamente. En el apartado 4 se detallan los aspectos más relevantes de la estrategia de control que se aplica en las terapias activas: obtención de los modelos cinemático y dinámico y control bio-cooperativo basado en el procesamiento de las señales de sEMG. Finalmente, el apartado 6 resume las conclusiones del trabajo.

## 2. Arquitectura de control del dispositivo

La estrategia de control planteada, en el caso de las terapias activas, busca implementar el paradigma “Assist as Needed” mediante la detección de la “intención de movimiento” del paciente (Yap, 2016), midiendo la actividad electromiográfica de los músculos del brazo-antebrazo implicados en el movimiento de sus dedos. La arquitectura diseñada para el control del exoesqueleto se muestra en la figura 2.

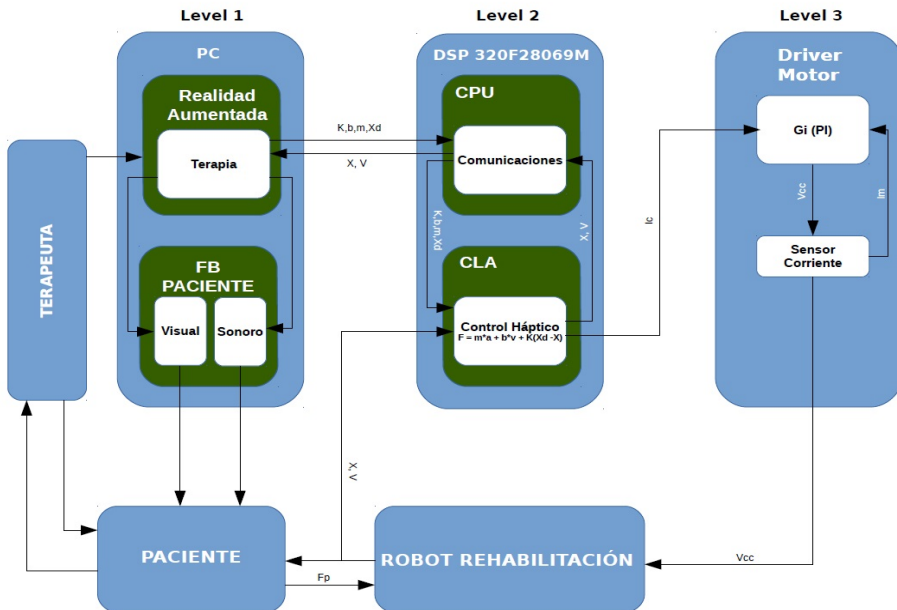
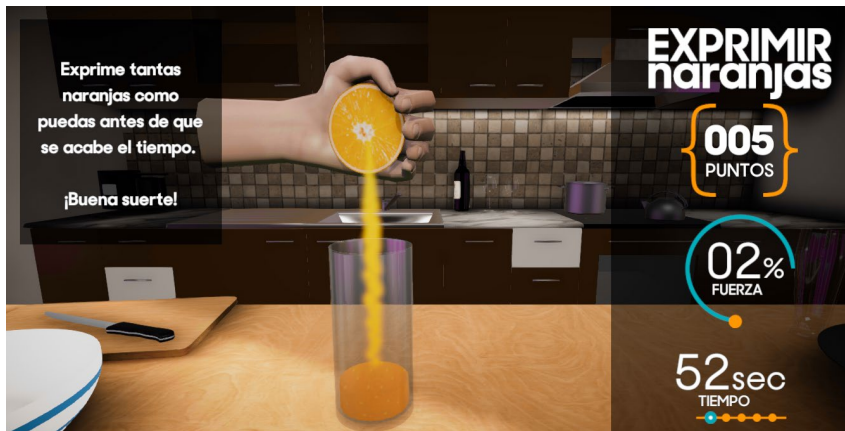


Fig. 2 Arquitectura de control de la plataforma RobHand

El sistema de control adopta un esquema jerárquico en tres capas, buscando la modularidad del diseño y facilitar su adaptación a nuevos requisitos (Cisnal 2018):

- La capa L1 constituye el nivel de control superior, y se encarga de gestionar la ejecución de las terapias virtuales y adapta dinámicamente el comportamiento del sistema al estado de desempeño del paciente. Las terapias diseñadas se basan en el concepto de “*serious game*” (figura 3), ya que se consideran más efectivas que las terapias tradicionales porque aumentan la motivación de los pacientes, siendo más probable que los pacientes aumenten el tiempo dedicado a la rehabilitación (Cameirao, 2007)].



*Fig. 3. Uno de los entornos virtuales para la realización de terapias de rehabilitación.*

- El nivel intermedio, L2, implementa una estrategia de interacción háptica con control de admitancia. Para ello utilizamos registros de electromiografía de superficie (sEMG) del paciente para estimar la intencionalidad de movimiento, y la lectura del consumo de corriente de los motores, para adaptar dinámicamente el nivel de asistencia a la situación del paciente (Lucas, 2011). Su implementación se realiza en la placa de evaluación LaunchXL-F28069M (Texas Instruments), que incorpora el microcontrolador TMS320F28069M cuya CPU puede alcanzar hasta 90 MHz de ciclo de reloj, cuenta con CLA (Control Law Accelerator) y permite controlar múltiples módulos como ePWM, ADC, SCI, SPI...
- El nivel inferior L3 realiza el control de los grados de libertad del dispositivo y se implementa directamente mediante los drivers de los actuadores (en nuestro caso actuadores lineales L2-30-100-6-I de Actuonix). El actuador cuenta con tres tipos de control de posición y de una señal de realimentación de posición. Este nivel incorpora también la electrónica necesaria para adecuar la señal de control a los actuadores y para medir la corriente consumida por estos.

### 3. Tipología de terapias soportadas por la plataforma.

La plataforma RobHand soporta tres tipos de terapias en función del grado y tipo de participación del paciente: terapias pasivas, terapias bilaterales y terapias activas (Sandoval-González, 2016). En las terapias bilaterales y activas se plantea una estrategia bio-cooperativa, es decir, el controlador considera la intencionalidad de movimiento del sujeto a partir del registro y procesado de las señales electromiográficas (sEMG) de los músculos del antebrazo implicados en el movimiento de apertura y cierre de la mano

#### 3.1. Terapias pasivas

Las terapias pasivas son ejercicios de rehabilitación programados, basadas en la repetición de movimientos que implican la flexión y extensión de los dedos. Las terapias pasivas disponibles son las siguientes:

- Abrir y cerrar la mano: flexión y extensión de los cinco dedos de la mano de manera simultánea.
- Apertura y cierre de los dedos: flexión y extensión de los dedos de la mano de manera individual
- Pinza fina: flexión y extensión del dedo pulgar y del dedo índice de manera simultánea, de tal manera que se logra un agarre de tipo pinza.
- Pinza gruesa: flexión y extensión del dedo pulgar contra el resto de los dedos de manera simultánea, de tal manera que se logra un agarre de tipo pinza gruesa.

El software de gestión de la plataforma permite definir parámetros característicos de la terapia como la velocidad y el grado de apertura y cierre de la mano, el número de repeticiones y el tiempo de espera entre estas, de manera que la terapia puede adecuarse a las necesidades del paciente.

#### 3.2. Terapias bilaterales (espejo)

Las terapias bilaterales, también llamadas terapias espejo, se basan en replicar el movimiento de referencia que reproduce la mano sana en el robot de rehabilitación, con el objetivo de asistir a la mano insana (Ueki, 2012).

El movimiento de referencia se determina a partir de las señales EMG de los músculos *extensor digitorum communis* (ED) y *flexor carpi ulnaris* (FU) del antebrazo de la mano sana, que son dos músculos responsables de la apertura y cierre de la mano, respectivamente.

La determinación del movimiento de referencia requiere de la normalización de las señales sEMG (Lehman, 2013). El cálculo de la señal normalizada implica el filtrado y la rectificación de la señal mediante el cálculo de la envolvente mediante el uso de la transformada de Hilbert en el dominio del tiempo y su normalización respecto al valor máximo de las contracciones voluntarias (*Maximum Voluntary Contraction*, MVC).

Las terapias bilaterales utilizan un control de tipo binario, también conocido como control por umbrales o de tipo ON/OFF. Para ello se definen tres estados posibles del exoesqueleto en función de los valores que tomen los valores MVC de las señales sEMG de los músculos ED y FU (ver figura 4). Los tres posibles estados son reposo, cierre y apertura, y se definen de la siguiente manera.

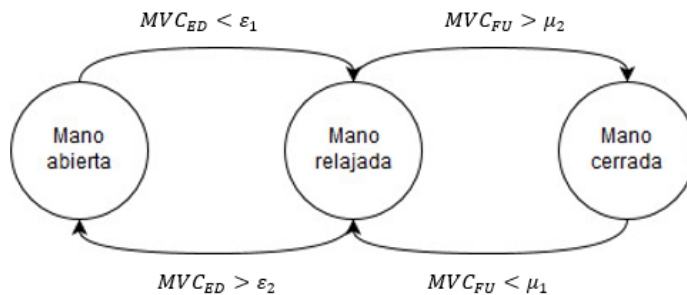


Fig. 4. Estados que puede adoptar RobHand en función de las señales EMG de los músculos ED y FU del sujeto.

Siendo  $\mu_1$  y  $\varepsilon_1$  los valores correspondientes a la desactivación de la actividad muscular de los músculos FU y ED, respectivamente. Estos valores, junto a otros dos umbrales correspondientes a la activación muscular máxima ( $\mu_2$  y  $\varepsilon_2$ ) son obtenidos mediante un proceso de calibración propio para cada sujeto.

### 3.3. Terapias activas

Las terapias activas se controlan mediante una estrategia que implementa el paradigma “*Assist as Needed*” con el objetivo de proporcionar la asistencia necesaria al paciente para realizar con éxito las terapias. La arquitectura diseñada para el control de un subconjunto que corresponde a un dedo del exoesqueleto de mano se muestra en la figura 5.

La capa de control L1 recibe la posición actual del exoesqueleto y mediante un modelo de impedancia proporciona a la capa L2 la consigna de fuerza que tiene que realizar el conjunto exoesqueleto-paciente para llegar a la posición objetivo establecido por la terapia en cada momento.

La capa de control intermedia L2 calcula la señal de control del actuador (L3) mediante un modelo de admitancia, cuya entrada es el error de fuerza, calculado como la fuerza del conjunto menos la fuerza realizada por el usuario y por el actuador.

La fuerza realizada por el actuador se determina mediante un sensor de corriente, conocida la relación lineal entre la fuerza y la corriente (K), evitando de esta manera la incorporación de sensores de fuerza en el exoesqueleto (Pinhas, 2015).

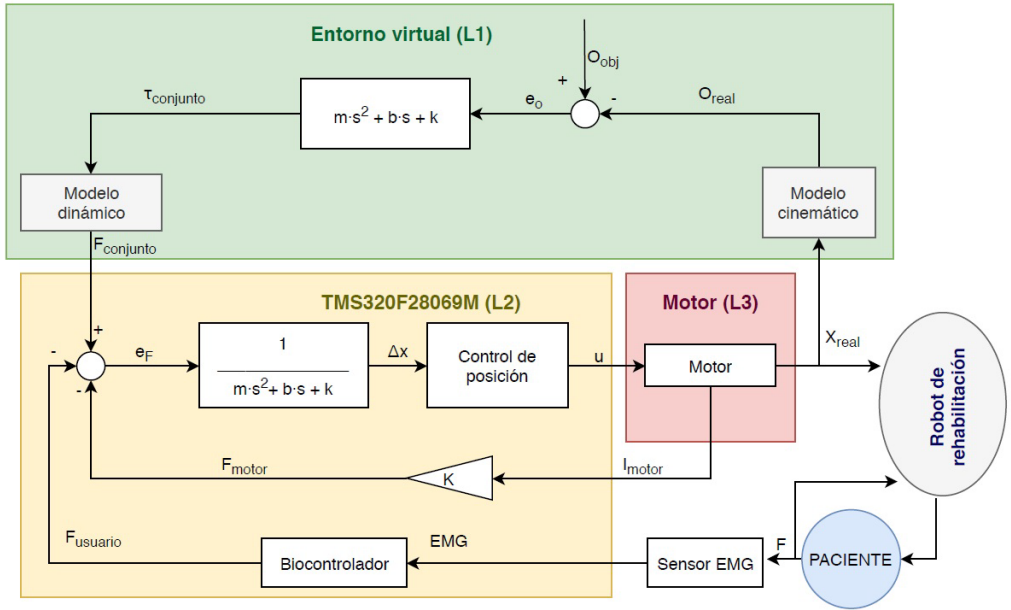


Fig. 5. Diagrama de bloques del control para terapias activas de RobHand.

La fuerza realizada por el usuario se estima mediante el registro de las señales sEMG de los ED y FU. El bio-controlador tiene como objetivo la normalización de las señales sEMG, para posteriormente estimar la fuerza realizada por el usuario. La fuerza realizada por el usuario se estima considerando que las señales normalizadas de sEMG están relacionadas de manera lineal con la fuerza (Kuriki, 2013), mediante un modelo binario-proporcional.

#### 4. Terapias activas: estrategia de control

Para poder realizar un correcto control del exoesqueleto es necesario conocer la posición de determinados elementos del mismo y las fuerzas que se ejercen entre estos y los dedos del paciente. Es decir, necesitamos conocer sus modelos cinemático y dinámico. Asimismo es fundamental estimar la fuerza ejercida por el paciente a partir del registro de sEMG.

#### 4.1. Gestión del entorno virtual: Modelo cinemático.

El diseño mecánico del exoesqueleto plantea un mecanismo por cada dedo, idéntico en todos, cambiando únicamente las distancias entre los puntos de rotación. Esto nos permite realizar el estudio sobre un dedo y después extrapolarlo al resto. Para ello elaboramos un modelo de alambre (figura 6), que nos facilite parametrizar las distancias, longitudes y ángulos, pudiendo así hacer un estudio genérico y luego particularizar a cada dedo.

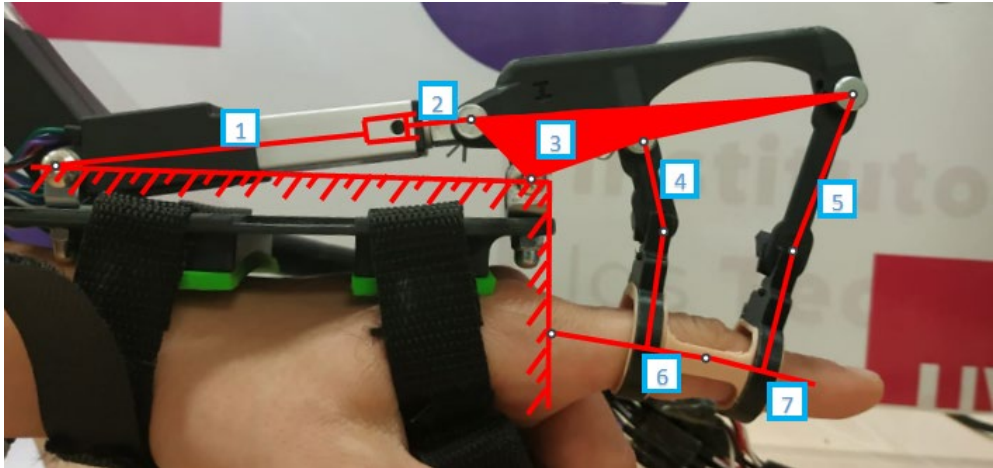


Fig. 6. Modelo de alambre de RobHand superpuesto a una imagen del exoesqueleto.

Centramos el estudio en los parámetros  $\alpha$  y  $\beta$ , posición angular de la falange proximal respecto al metacarpo, y posición angular de la falange media respecto de la proximal. En ambos casos, serán valores positivos para la hiperextensión y negativos para la flexión. El método de Grübler nos indica que se trata de un mecanismo de un único grado de libertad, lo que nos permite fijar la posición del vástago del motor como variable independiente.

Para este estudio se ha utilizado el método de los anillos de resolución de mecanismos. Este consiste en definir anillos cerrados en el mecanismo y trabajar con la ecuación que define ese anillo para obtener la velocidad de cada falange. Para conocer la posición (figura 7) de cada falange resolvemos el sistema formado por las expresiones de cada anillo en los ejes:

Posición de la falange proximal “ $\alpha$ ”:

$$\text{Eje x: } \bar{l}_2 + (\bar{l}_4 - \bar{l}_5) \cos \alpha + \bar{l}_6 \sin q_6 + \bar{l}_7 \sin q_7 - \bar{l}_{13} \cos \varphi = 0 \quad (1)$$

$$\text{Eje y: } -\bar{l}_3 + (\bar{l}_4 - \bar{l}_5) \sin \alpha + \bar{l}_6 \cos q_6 + \bar{l}_7 \cos q_7 - \bar{l}_{13} \sin \varphi = 0 \quad (2)$$

Posición de la falange media “ $\beta$ ”:

$$\text{Eje x: } \bar{l}_2 + \bar{l}_4 \cos \alpha + \bar{l}_9 \cos \beta - \bar{l}_{10} \sin q_8 + \bar{l}_{11} \sin q_{11} - \bar{l}_{15} \cos q_{15} - \bar{l}_{13} \cos \varphi = 0 \quad (3)$$

$$\text{Eje y: } -\bar{l}_3 + \bar{l}_4 \sin \alpha + \bar{l}_9 \sin \beta + \bar{l}_{10} \cos q_8 + \bar{l}_{11} \cos q_{11} - \bar{l}_{15} \sin q_{15} - \bar{l}_{13} \sin \varphi = 0 \quad (4)$$



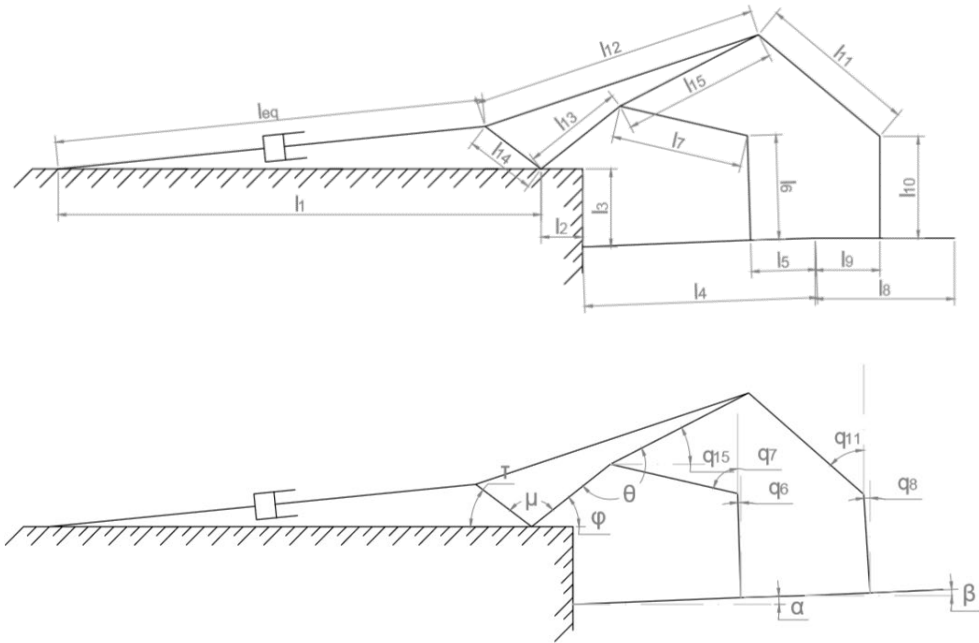


Fig. 7. Parametrización de ángulos y longitudes de un dedo del exoesqueleto.

Desarrollando el modelo cinemático, cuya obtención detallada se puede ver en (Cisnal, 2018), obtenemos las ecuaciones que nos permiten hallar la velocidad de rotación de las falanges proximal (5) y media (6):

$$\dot{\alpha} = \frac{\dot{\varphi}}{l_{45} \cos(\alpha - q_7)} (l_{13} \sin q_7 \sin \varphi + l_{13} \cos q_7 \cos \varphi) \quad (5)$$

$$\dot{\beta} = \frac{\dot{\varphi}}{l_9 \cos(\beta - q_{11})} (l_{13} \sin q_{11} \sin \varphi + l_{13} \cos q_{11} \cos \varphi) \quad (6)$$

Donde tenemos que la variable  $\varphi$  es la que depende directamente de la posición del motor. Así, tenemos:

$$\varphi = \pi - \mu - \arccos\left(\frac{l_{14}^2 + l_1^2 - L_{eq}^2}{2l_{14}l_1}\right); \quad \dot{\varphi} = \frac{L_{eq}L_{eq}}{l_{14}l_1^2 \sqrt{1 - \left(\frac{l_{14}^2 + l_1^2 - L_{eq}^2}{2l_{14}l_1}\right)^2}} \quad (7)$$

Este modelo cinemático ha sido validado usando el software “Kinovea 0.8.26” de análisis biomecánico. Con el se ha calculado el error entre los datos generados por el modelo cinemático y los arrojados por la validación, y resultan ser menores del 6.5%, lo que se considera una aproximación aceptable para nuestros objetivos.

## 4.2. Gestión del entorno virtual: Modelo dinámico.

Para nuestra aplicación, el modelo dinámico debe permitirnos conocer una fuerza aplicada sin necesidad de conocer todas las fuerzas de unión entre las piezas; debe permitir introducir la posible resistencia que ofrezca el usuario al movimiento del exoesqueleto por pequeñas espasticidades; su matemática no debe ser compleja, para facilitar su implementación en el algoritmo de control, y debe ser invertible, permitiendo conocer la fuerza en el dedo a partir de la del motor y viceversa.

Teniendo en cuenta estos requisitos hemos evaluado como alternativas la conveniencia de utilizar Teoremas Vectoriales, Ecuaciones de Lagrange y el Método de las Potencias Virtuales, decantándonos por este último.

Así, su aplicación directa se traduce en la siguiente fórmula:

$$\bar{F} \cdot \bar{v}^* + \bar{F}' \cdot \bar{v}^* + \bar{M} \cdot \bar{\omega}^* + \bar{M}' \cdot \bar{\omega}^* = 0 \quad (8)$$

donde:

- $\bar{F} \cdot \bar{v}^*$  es la potencia aportada por las fuerzas reales sobre el sistema.
- $\bar{F}' \cdot \bar{v}^*$  es la potencia aportada por las fuerzas de inercia sobre el sistema.
- $\bar{M} \cdot \bar{\omega}^*$  es la potencia aportada por los momentos externos sobre el sistema.
- $\bar{M}' \cdot \bar{\omega}^*$  es la potencia aportada por los momentos debidos a la inercia del sistema.

Como una de las fuerzas que queremos conocer es la que el motor realiza sobre el exoesqueleto, debemos simplificar la unión del motor con el resto del mecanismo y considerar su fuerza como externa a este, con lo que obtenemos el siguiente esquema:

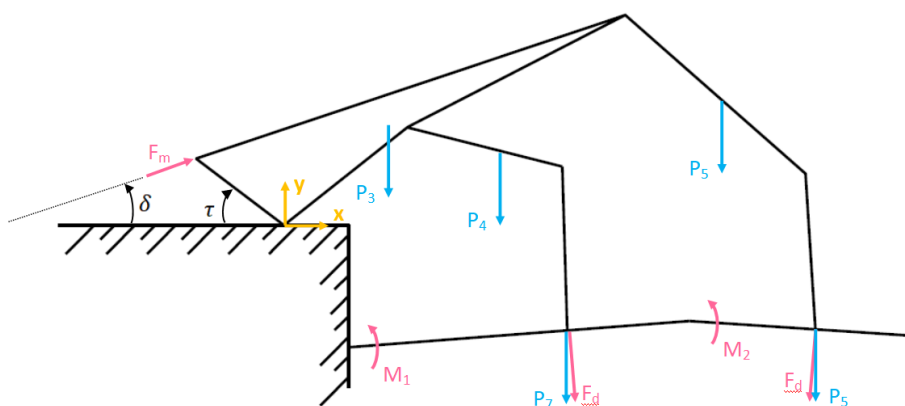


Fig. 8. Diagrama de fuerzas en un dedo .

En el diagrama de la figura 8 aparecen una serie de fuerzas y momentos que representan:

- $F_m$  - Fuerza Motor: fuerza que el motor ejerce sobre el mecanismo, se toma positiva para el movimiento de cierre del mecanismo.
- $P_x$  - Peso del elemento "x": es el peso de cada uno de los elementos del sistema.
- $F_{d1}$  - Fuerza en el dedo: fuerza que el mecanismo ejerce sobre el dedo, en la falange proximal, se toma positiva cuando el mecanismo ayuda al cierre del dedo o se opone a la apertura.
- $F_{d2}$  - Fuerza en el dedo: fuerza que el mecanismo ejerce sobre el dedo, en la falange media, se toma positiva cuando el mecanismo ayuda al cierre del dedo o se opone a la apertura.
- $M_1, M_2$  - Momentos Usuario: son momentos que aparecen como resultado de las fuerzas que el usuario, de forma involuntaria, ejerce sobre el mecanismo en las falanges proximal y media respectivamente. Estos momentos pretenden recoger aquellas fuerzas que aparecen como consecuencias de posibles espasticidades residuales que el paciente tenga en el momento de la terapia.

En nuestro sistema de control de terapias activas únicamente necesitamos conocer la fuerza aplicada sobre la falange proximal. Además, como se trata de un mecanismo de un grado de libertad, las fuerzas  $F_{d1}$  y  $F_{d2}$  no son independientes entre sí, por lo que podemos simplificar el sistema para estudiar únicamente una de ellas. Por otra parte, este método trabaja con las fuerzas aplicadas sobre el sistema, por tanto en vez de  $F_d$  debemos utilizar la que el dedo ejerce sobre el mecanismo,  $F'_d$ , que tendrá el mismo modulo y dirección que  $F_d$ , pero sentido opuesto. Por último, debemos diferenciar entre el proceso de apertura y el de cierre ya que el sentido de algunas fuerzas no cambia, pero el de otras lo hace.

Analizando el proceso de apertura, obtenemos la siguiente ecuación (ver figura 9):

$$F_m \cdot v_m - F'_d \cdot v_{fd} - M_1 \cdot \dot{\alpha} = 0 \quad (9)$$

El valor de  $v_m$  debe ser proporcionado por el rehabilitador, mientras que  $\dot{\alpha}$  y  $v_{fd}$  se obtienen del modelo cinemático ( $v_{fd}$  se calcula como  $v_{fd} = \dot{\alpha}(l_4 - l_5)$ ).

Así podremos utilizar como variable de entrada o salida indistintamente  $F_m$  o  $F_d$  para obtener la contraria:

$$F'_d = F_d = \frac{1}{v_{fd}} (F_m \cdot v_m - M_1 \cdot \dot{\alpha}) \quad (10)$$

$$F_m = \frac{1}{v_m} (F_d \cdot v_d + M_1 \cdot \dot{\alpha}) \quad (11)$$

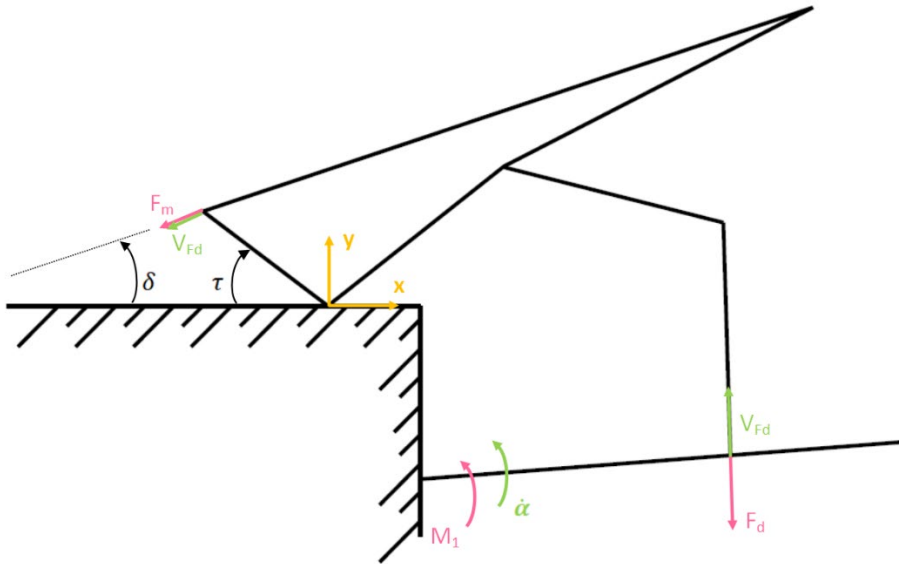


Fig. 9. Diagrama de fuerzas en apertura.

Al interpretar los resultados hay que tener en cuenta que  $F'_d$  no es la fuerza que el paciente va a percibir, si no que es la fuerza que se va a aplicar sobre el modelo teórico del “assist as needed”. Tampoco  $F_d$  es la fuerza percibida; la fuerza que el paciente notará será  $F''_d$  que se deduce a continuación teniendo en cuenta las fuerzas aplicadas sobre el dedo. En este caso no se puede suponer un balance de fuerzas, pues el sistema se está desplazando, por tanto:

$$F''_d = M_1 \cdot l_{45} + F_d \quad (12)$$

En el proceso de cierre hay que tener presente que las fuerzas del dedo y del motor, así como las velocidades presentes, cambian su sentido, con lo que obtenemos las siguientes ecuaciones:

$$F_m \cdot v_m + M_1 \cdot \dot{\alpha} - F'_d \cdot v_{fd} = 0 \quad (13)$$

$$F'_d = \frac{1}{v_{fd}} (F_m \cdot v_m + M_1 \cdot \dot{\alpha}) \quad (14)$$

$$F_m = \frac{1}{v_m} (F_d \cdot v_d - M_1 \cdot \dot{\alpha}) \quad (15)$$

Como en el proceso de apertura, en el proceso de cierre  $F'_d$  no es la fuerza percibida por el paciente. Esta, como en el caso anterior, se calcula:

$$F''_d = F_d - M_1 \cdot l_{45} \quad (16)$$

Las ecuaciones del modelo dinámico nos permiten calcular la fuerza combinada resultante de la interacción entre un dedo del paciente y el mecanismo correspondiente del exoesqueleto y generar, por tanto, la consigna para el controlador háptico de admitancia implementado en el módulo L2 de la arquitectura de control.

### 4.3. Detección de intención. Control biocooperativo

La estrategia de control biocooperativo se basa en detectar la intención de movimiento del paciente a través del tratamiento y análisis de las señales EMG de los músculos encargados del movimiento de apertura y cierre de la mano (Fleischer, 2006).

Estrategias de control como la aplicada en (Fraile, 2016) asumía la intención del paciente. Con el objetivo de que la cooperación humano-robot en las terapias de rehabilitación sea más eficiente, se implementa un control biocooperativo para conseguir un control de movimientos fiable.

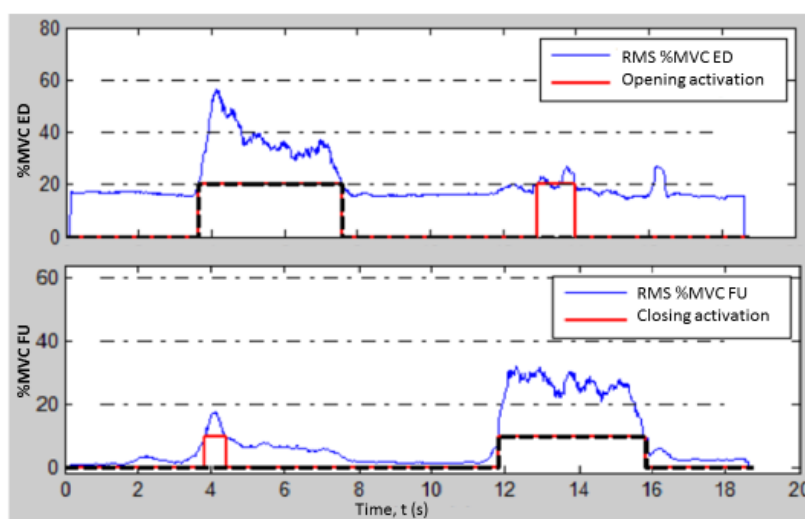


Fig. 10. Señales EMG normalizadas de los músculos FU y ED para determinar la apertura y cierre de la mano, mediante un control binario.

En la figura 10 se muestran las señales EMG normalizadas de los músculos ED y FU, y el resultado de aplicar un control binario con un umbral fijo del 20 % para determinar si la mano está abierta o cerrada. La tasa de acierto es del 89.7 and 87.2% para cierre y apertura de mano, respectivamente.

## **5. Conclusiones**

El proyecto dentro del que se está desarrollando RobHand se encuentra en su tercer y último año de ejecución y, en la actualidad, nos encontramos poniendo a punto los algoritmos de control háptico para soportar la realización de terapias activas asistidas basadas en la detección de la intención del paciente mediante el registro de sEMG. En este trabajo hemos presentado el planteamiento y el estado de desarrollo de la arquitectura de control del exoesqueleto de mano integrado en el sistema de rehabilitación. Se han descrito sus modelos cinemático y dinámico, y el controlador biocooperativo basado en sEMG. Una vez validada en laboratorio comenzarán las pruebas con pacientes en el Servicio de Rehabilitación del Hospital Clínico Universitario de Valladolid.

## **6. Agradecimientos**

El trabajo reflejado en esta comunicación está siendo realizado gracias a la financiación del Centro para el Desarrollo Tecnológico Industrial (CDTI, referencia IDI 2017 0263) y de la empresa CyL ImasD.

## **7. Referencias**

- CAMEIRAO, M. S. , BADIA, S. B., ZIMMERLI, L., OLLER, E. D. y VERSCHURE, P. F.(2007) “The Rehabilitation Gaming System: a Virtual Reality Based System for the Evaluation and Rehabilitation of Motor Deficits” en *2007 Virtual Rehabilitation*, Venice, Italy: IEEE. 29–33
- CISNAL, A., LOBO, V., MORENO, V., FRAILE, J. C. , ALONSO, R. y TURIEL, J.P. (2018) “Robhand, un exoesqueleto de mano para la rehabilitación neuromotora aplicando terapias activas y pasivas” en *XXXIX Jornadas de Automática*, Badajoz: CEA, vol. 2, 34–41
- FLEISCHER, C., WEGE, A., KONDAK, K. & HOMMEL, G., (2006) “Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots” en *Biomedizinische technik*, vol. 51, no 5/6, p. 314-319
- FRAILE, J. C., PÉREZ-TURIEL, J., BAEYENS, E., VIÑAS, P. et al (2016) “E2Rebot: a robotic platform for upper limb rehabilitation in patients with neuromotor disability” en *Advances in Mechanical Engineering*, 8(8), p. 1-13.
- KURIKI, H. U., De AZEVEDO, F. M., OTA TAKASHASHI, L. S., MELLO, E. M., et al, (2013) “The Relationship Between Electromyography and Muscle Force”, *EMG Methods for Evaluation Muscle and Nerve Function*, Intech, pp. 31-54.
- LEHMAN, G. J. y MCGILL, S. M. (2013) “The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface electromyography: A proof of Principle” en *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 22, no. 7, p. 1-13.

LUCAS, L., DICICCO, M. & MATSUOKA, Y., (2011) “An EMG-driven Exoskeleton Hand Robotic Training Device on Chronic Stroke Subjects” en *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Zurich, Suiza: IEEE, 1-5.

PINHAS, B. T. y ZHOU, M. (2015) “Sensing and Force-Feedback Exoskeleton (SAFE) Robotic Glove” en *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 6, p. 992-1002.

SANDOVAL-GONZALEZ, O. O., JACINTO-VILLEGAS, J., HERRERA-AGUILAR, I., PORTILLO-RODIGUEZ, O. et al. (2016) “Design and Development of a Hand Exoskeleton Robot for Active and Passive Rehabilitation” en *International Journal of Advanced Robotic Systems* 13(66), p.1-12

UEKI, S., KAWASAKI, H., ITO, S., NISHIMOTO, Y. et al. (2012) “Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy” en *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 17, no. 1, p. 136–146.

YAP, H. K., ANG, B. W., LIM, J. H., GOH, J. C., & YEOW, C. H. (2016) “A Fabric-Regulated Soft Robotic Glove with User Intent Detection using EMG and RFID for Hand Assistive Application”, en *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Estocolmo, Suecia: IEEE. 3537-42