

# ESTIMADORES DE FUERZA Y MOVIMIENTO PARA EL CONTROL DE UN ROBOT DE REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD SUPERIOR

Aitziber Mancisidor Asier Zubizarreta Itziar Cabanes Pablo Bengoa Asier Brull  
{aitziber.mancisidor, asier.zubizarreta, itziar.cabanes, pablo.bengoa, abrull001}@ehu.es

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática,  
Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Bilbao, UPV-EHU

## Resumen

*Con el fin de controlar adecuadamente los robots de rehabilitación, es imprescindible conocer la fuerza y el movimiento de interacción entre el usuario y el robot. Sin embargo, la medición directa a través de sensores de fuerza y posición no sólo aumenta la complejidad del sistema, sino que eleva el coste del dispositivo. Como alternativa a la medición directa, en este trabajo, se presentan nuevos estimadores de fuerza y movimiento para el control del robot de rehabilitación de extremidades superiores Universal Haptic Pantograph (UHP). Estos estimadores están basados en el modelo cinemático y dinámico del robot UHP y en las mediciones de sensores de bajo coste.*

*Con el objetivo de demostrar su eficacia, se han realizado varias pruebas experimentales. Estas pruebas comparan la respuesta del controlador con sensores adicionales y con los nuevos estimadores de fuerza y movimiento. Los resultados han revelado que el rendimiento del controlador es similar con los dos enfoques (inferior a 1N de diferencia en el error cuadrático medio). Esto indica que los estimadores de fuerza y movimiento propuestos pueden facilitar la implementación de controladores de robots de rehabilitación.*

**Palabras clave:** Estimador de fuerza, estimador de movimiento, control de impedancia, control de fuerza, robot de rehabilitación, validación experimental.

## 1. INTRODUCCIÓN

Las alteraciones motoras son unas de las secuelas más frecuentes en personas que han sufrido un ataque cerebrovascular o ictus. El 80 % de los pacientes afectados por el ictus sufren algún déficit en su sistema motor [16]. Hoy en día, la forma más común de recuperar estas funcionalidades es realizar ejercicios de rehabilitación del miembro afectado. Sin embargo, con las técnicas convencionales, debido a limitaciones temporales, personales o económicas, en muchos casos, las horas de rehabilitación son limitadas.

Ante esta situación, los dispositivos robóticos han sido propuestos como una alternativa a los procedimientos convencionales de rehabilitación [18, 20]. Siendo muchos los dispositivos robóticos propuestos para la rehabilitación de extremidades superiores [3, 15] e inferiores [10, 19].

Una gran parte de estos trabajos se centra en el diseño mecánico de los dispositivos, analizando el tipo de estructura (serie o exoesqueleto) [2, 6], el número de grados de libertad, el tipo de actuadores [17], etc. Sin embargo, con el fin de asegurar que estos robots interactúen correctamente con el usuario, es imprescindible poseer un controlador adecuado y robusto. Un controlador apropiado puede mejorar el rendimiento del dispositivo robótico, mejorando significativamente el estado de recuperación del paciente. Por el contrario, el mal funcionamiento del controlador puede llegar a lesionar al usuario.

Las estrategias de control clásicas, como el control de posición, no consideran la dinámica de interacción entre el paciente y el robot, por lo que no son adecuadas para este tipo de aplicaciones. Para poder controlar esta interacción, es necesario implementar algoritmos de control avanzados que combinen mediciones de movimiento y fuerza. Los algoritmos basados en la impedancia mecánica del sistema, el control de impedancia [7], y su complementario el control de admitancia [11], son los más implementados.

El control de impedancia se basa en un controlador de fuerza con realimentación de posición, mientras que su complementario el control de admitancia es un controlador de posición con realimentación de fuerza. En ambos casos, controlan la relación fuerza/posición en todas las direcciones de movimiento. Además, poseen la capacidad de adaptarse al estado de recuperación de los pacientes, lo que los convierte en una de las mejores técnicas para dispositivos de rehabilitación [8].

Estos controladores avanzados de fuerza/posición precisan conocer los valores reales del movimiento y de la fuerza de interacción. Normalmente, estos valores se miden directamente usando sensores de fuerza y posición. Sin embargo, estos enfoques

causan varios inconvenientes [1, 5]: i) la colocación y el uso de los sensores introduce dificultades mecánicas y eléctricas, ii) las señales de los sensores requieren de un procesamiento adecuado debido al ruido y a su dependencia a la temperatura, y iii) en la mayoría de los casos, el precio de los sensores es muy elevado.

Otro enfoque implementado con éxito en varias aplicaciones robóticas industriales, es el uso de estimadores de fuerza y movimiento. Generalmente, estos estimadores se basan en la medición de sensores de posición de bajo coste, como encoders que miden el ángulo de rotación de los actuadores. Entre diferentes técnicas de estimación que se pueden encontrar en la bibliografía, las más extendidas se basan en el modelo cinemático y dinámico del dispositivo [4, 9].

En este contexto, en este trabajo, con el objetivo de reducir el coste y la complejidad del dispositivo robótico, se aplica el mismo concepto a los robots de rehabilitación. Se presentan estimadores de fuerza y movimiento para el robot de rehabilitación Universal Haptic Pantograph (UHP) [12, 13, 14]. El UHP es un robot de rehabilitación innovador para el entrenamiento completo de las extremidades superiores. Es decir, se usa para la rehabilitación de hombros, codos y muñecas en personas que sufren déficit motora después de un ictus.

El resto del artículo está estructurado de la siguiente manera. En la Sección II, se describe brevemente el UHP y se introducen los parámetros necesarios para la formulación de los estimadores. En la sección III se detallan los estimadores de fuerza y de movimiento. En la sección IV, se analizan y se validan experimentalmente estos estimadores. Finalmente, las ideas más importantes se resumen en las conclusiones.

## 2. ROBOT DE REHABILITACIÓN UHP

El Universal Haptic Pantograph (UHP) es un robot de rehabilitación para el entrenamiento de las extremidades superiores (Fig. 1). Una de sus principales ventajas es la posibilidad de variar su estructura mecánica mediante el uso de tres articulaciones bloqueables/desbloqueables. Esto permite ocho diferentes modos de entrenamiento, que pueden ser utilizados para rehabilitar todas las articulaciones del miembro superior [14].

Entre estas ocho configuraciones mecánicas o modos de operación, este trabajo se centra en uno de los más utilizados, en el modo ARM. En este modo, el UHP ejecuta movimientos planares de flexión/extensión en un plano  $xy$  [14]. Esto permite

rehabilitar los tres movimientos del hombro (rotación, flexión/extensión y abducción/aducción) y el movimiento de flexión/extensión del codo.



Figura 1: Robot de rehabilitación Universal Haptic Pantograph (UHP).

Mecánicamente, el UHP está compuesto por dos subsistemas: un sistema de accionamiento con componentes elásticos que genera fuerza y movimiento (Fig. 2), y una estructura cerrada en forma de pantógrafo donde el usuario interactúa con el UHP (Fig. 3).

Por lo que el movimiento del UHP es el resultado de las fuerzas ejercidas por el usuario sobre el pantógrafo ( $\mathbf{F}_{Cn}$ ) y los pares ejercidos por los motores a través del sistema de accionamiento ( $\tau_m$ ). Los dos subsistemas están conectados entre sí, lo que les permite transmitir bilateralmente las fuerzas ( $\mathbf{F}_{Tr}$ ) y los movimientos ( $\mathbf{P}_{Tr}$ ) mostrados en las Figs. 2 y 3.

El sistema de accionamiento está formado por dos SEAs (Series Elastic Actuator) perpendiculares compuestos por dos motores rotativos Maxon RE40 ( $m_1$  and  $m_2$ ), cuatro muelles ( $M_A$ ,  $M_B$ ,  $M_C$  y  $M_D$ ) y una serie de poleas con radio  $r_m$ , unidas a través de un sistema de transmisión por cable. Como resultado, el sistema es capaz de ejercer fuerza ( $\mathbf{F}_{Tr}$ ) y movimiento ( $\mathbf{P}_{Tr}$ ) en el pantógrafo en dos direcciones perpendiculares ( $x$  y  $y$ ). En cada dirección, un motor rotativo genera un par que se transmite a través de los cables a una pareja de muelles. De forma parecida, los muelles transmiten las fuerzas y los movimientos al punto  $\mathbf{P}_{Tr}$  del pantógrafo (Fig. 2).

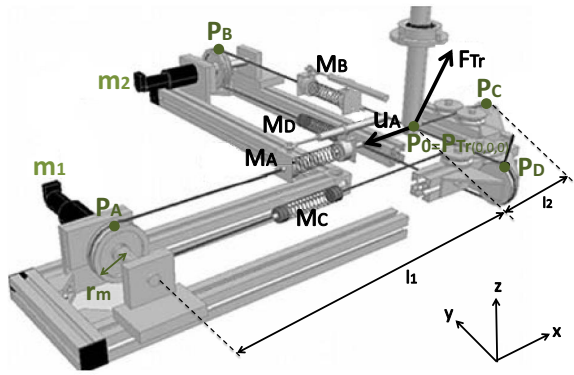


Figura 2: Sistema de accionamiento del UHP.

Como se muestra en la Fig. 3, el pantógrafo está compuesto por una estructura fija y tres barras móviles (accionada, transversal y paralela). Estas barras están unidas por cinco articulaciones ( $P_E$ ,  $P_F$ ,  $F_G$ ,  $P_H$  y  $P_I$ ), donde  $P_F$ ,  $P_H$  y  $P_I$  son bloqueables/desbloqueables. El pantógrafo es accionado por el sistema de accionamiento en el punto de transmisión ( $P_{Tr}$ ) y por el usuario en el punto de contacto ( $P_{Cn}$ ).

En el modo ARM, la articulación  $P_F$  está bloqueado, por lo que la barra accionada actúa como un único elemento rígido desde  $P_{Tr}$  a  $P_G$ . Además, con el fin de permitir el movimiento de las barras transversal y paralela, las articulaciones  $P_H$  y  $P_I$  están desbloqueadas. De esta forma el pantógrafo es capaz de realizar movimientos cuasi-planares hacia delante, hacia atrás, hacia la izquierda y hacia la derecha.

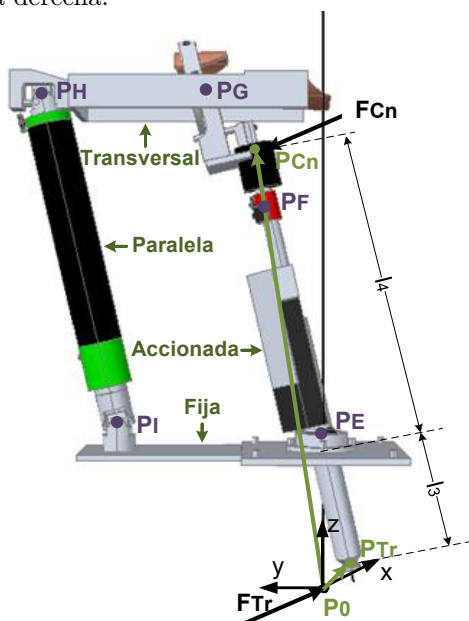


Figura 3: Pantógrafo en modo ARM ( $P_F$  esta bloqueada mientras  $P_H$  y  $P_I$  están desbloqueadas).

Por otro lado, la posición de equilibrio del UHP se logra cuando la barra accionada está en posición vertical, definiendo el origen ( $P_0$ ) del marco de referencia, base que aparece en las Figs. 2 y 3.

### 3. ESTIMADORES DE FUERZA Y MOVIMIENTO PARA EL CONTROL DE IMPEDANCIA

Con el objetivo de realizar las tareas habituales de rehabilitación, se ha diseñado un controlador de impedancia (Fig. 4). Como se ha mencionado en la introducción de este artículo, el controlador de impedancia controla la relación dinámica entre la fuerza ( $F_{Cn}$ ) y el movimiento ( $P_{Cn}$ ) del punto de contacto. Es decir, calcula la fuerza de contacto deseada ( $F_{CnDes}$ ) en función del error entre la posición real ( $P_{Cn}$ ) y deseada ( $P_{CnDes}$ ) del punto de contacto.

$$F_{CnDes} = (K_d + B_d s + M_d s^2) (P_{CnDes} - P_{Cn}) \quad (1)$$

donde  $K_d$  es la matriz de rigidez,  $B_d$  es la matriz de amortiguamiento y  $M_d$  es la matriz de inercias que definen la impedancia deseada del robot.

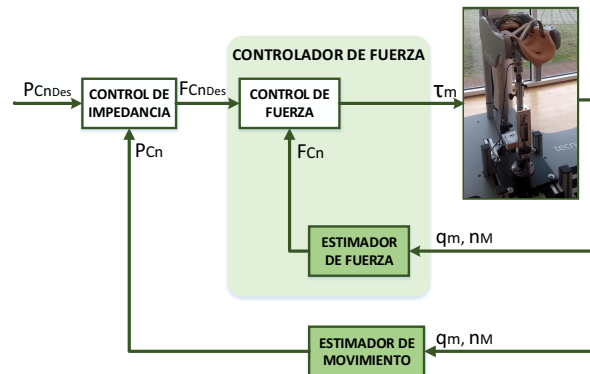


Figura 4: Controlador de impedancia del robot de rehabilitación UHP con estimadores de fuerza y movimiento.

Una vez calculada la fuerza deseada del punto de contacto ( $F_{CnDes}$ ) a partir de la Ec. 1, se utiliza un controlador de fuerza para asegurar que la fuerza real de contacto ( $F_{Cn}$ ) siga a la deseada ( $F_{CnDes}$ ). Comúnmente, la fuerza real contacto ( $F_{Cn}$ ) ha sido medida directamente por un sensor de fuerza. Sin embargo, este enfoque aumenta el coste y la complejidad mecánica y electrónica del dispositivo. Por lo tanto, con la intención de resolver esos inconvenientes, se ha utilizado un estimador de fuerza para sustituir a los sensores.

El estimador de fuerza propuesto utiliza el modelo dinámico del UHP y las mediciones de sensores comunes de bajo coste ya implementados en el

UHP: dos encoders ópticos integrados en los motores que miden su ángulo de rotación ( $q_{m_1}$  y  $q_{m_2}$ ), y dos potenciómetros lineales que miden la longitud variable ( $n_{M_A}$  y  $n_{M_B}$ ) de los muelles  $M_A$  y  $M_B$ . Además, esas señales se utilizan para estimar la posición del punto de contacto ( $\mathbf{P}_{Cn}$ ), obteniendo un estimador de movimiento.

Ambos estimadores, de movimiento y fuerza, se detallarán en las siguientes subsecciones.

### 3.1. Estimador de Movimiento

El estimador propuesto calcula la posición real del punto de contacto ( $\mathbf{P}_{Cn}$ ) basado en el modelo cinemático del UHP y las mediciones obtenidas de los encoders ( $q_{m_1}$  y  $q_{m_2}$ ) y de los potenciómetros lineales ( $n_{M_A}$  y  $n_{M_B}$ ).

En el modo ARM (Fig. 3), por su geometría específica, la posición del punto de contacto ( $\mathbf{P}_{Cn}$ ) se relaciona con la posición del punto de transmisión ( $\mathbf{P}_{Tr}$ ) como

$$\mathbf{P}_{Cn} = -\frac{l_3}{l_4}\mathbf{P}_{Tr} \quad (2)$$

donde  $l_3$  es la distancia entre el punto de transmisión ( $\mathbf{P}_{Tr}$ ) y la articulación  $\mathbf{P}_E$ , y  $l_4$  es la distancia entre la articulación  $\mathbf{P}_E$  y el punto de contacto ( $\mathbf{P}_{Cn}$ ).

Por lo tanto, como primer paso, se calcula la posición del punto de transmisión ( $\mathbf{P}_{Tr} = [x_{Tr} \ y_{Tr} \ z_{Tr}]^T$ ) a partir del modelo del sistema de accionamiento (Fig. 2). Y a continuación, la posición del punto de contacto ( $\mathbf{P}_{Cn}$ ) es estimado con la Ec. 2.

A partir del análisis del sistema de accionamiento (Fig. 2) se obtiene la longitud variable de los muelles  $M_A$  y  $M_B$  ( $n_{M_A}$  y  $n_{M_B}$ ),

$$\begin{aligned} n_{M_A} &= l_A + q_{m_1} r_m - l_1 \\ n_{M_B} &= l_B + q_{m_2} r_m - l_1 \end{aligned} \quad (3)$$

donde  $l_1$  es la distancia entre los motores y la posición de equilibrio del punto de transmisión ( $\mathbf{P}_0$ ),  $r_m$  es el radio de las poleas,  $l_A$  es la distancia entre el punto  $\mathbf{P}_A$  y  $\mathbf{P}_{Tr}$ , y  $l_B$  es la distancia entre el punto  $\mathbf{P}_B$  y  $\mathbf{P}_{Tr}$ .

Los valores de  $l_A$  y  $l_B$  en función de la posición del punto de transmisión,

$$\begin{aligned} l_A &= \mathbf{P}_A \mathbf{P}_{Tr} = \sqrt{(l_1 + x_{Tr})^2 + y_{Tr}^2} \\ l_B &= \mathbf{P}_B \mathbf{P}_{Tr} = \sqrt{x_{Tr}^2 + (l_1 - y_{Tr})^2} \end{aligned} \quad (4)$$

Combinando las Ecs. 3 y 4,

$$\begin{aligned} \sqrt{(l_1 + x_{Tr})^2 + y_{Tr}^2} &= n_{M_A} - q_{m_1} r_m + l_1 \\ \sqrt{x_{Tr}^2 + (l_1 - y_{Tr})^2} &= n_{M_B} - q_{m_2} r_m + l_1 \end{aligned} \quad (5)$$

Además, de la Fig. 3 se obtiene que, debido a la articulación esférica  $\mathbf{P}_E$ , el punto de transmisión  $\mathbf{P}_{Tr}$  realiza un movimiento esférico y por tanto puede describirse como,

$$x_{Tr}^2 + y_{Tr}^2 + (l_3 - z_{Tr})^2 = l_3^2 \quad (6)$$

Resolviendo el sistema de ecuaciones definido en las Ecs. 5 y 6 se obtienen las coordenadas espaciales ( $x_{Tr}$ ,  $y_{Tr}$ ,  $z_{Tr}$ ) del punto de transmisión  $\mathbf{P}_{Tr}$ . Y finalmente, introduciendo este valor en la Ec. 2, se calcula el valor de  $\mathbf{P}_{Cn}$  en función del ángulo de rotación de los motores ( $q_{m_1}$  y  $q_{m_2}$ ) y la longitud variable de los muelles superiores ( $n_{M_A}$  y  $n_{M_B}$ ).

### 3.2. Estimador de la Fuerza de Contacto

Una vez que se conoce el movimiento del punto de contacto ( $\mathbf{P}_{Cn}$ ), se puede estimar la fuerza de contacto ( $\mathbf{F}_{Cn}$ ) en ese punto. Para ello, se utilizará el modelo dinámico del UHP, la posición de  $\mathbf{P}_{Cn}$  y las mediciones de los mismos sensores utilizados para el estimador de movimiento ( $n_{S_A}$ ,  $n_{S_B}$ ,  $q_{m_1}$  y  $q_{m_2}$ ).

Como sucede con el estimador de movimiento, debido a la geometría particular del UHP, en el modo de operación ARM (Fig. 3), la fuerza de contacto ( $\mathbf{F}_{Cn}$ ) y la fuerza de transmisión ( $\mathbf{F}_{Tr}$ ) tienen una relación definida por,

$$\mathbf{F}_{Cn} = \mathbf{T}_{ARM} \mathbf{F}_{Tr} \quad (7)$$

donde  $\mathbf{T}_{ARM}$  es la matriz de transformación definida como,

$$\mathbf{T}_{ARM} = -\frac{l_3}{l_4} \mathbf{I}_{3 \times 3} \quad (8)$$

donde  $l_3$  es la distancia entre el punto de transmisión ( $\mathbf{P}_{Tr}$ ) y la articulación  $\mathbf{P}_E$ ,  $l_4$  es la distancia entre la articulación  $\mathbf{P}_E$  y el punto de contacto ( $\mathbf{P}_{Cn}$ ), y  $\mathbf{I}_{3 \times 3}$  es una matriz de identidad de dimensión 3.

Por otro lado, a partir del análisis dinámico del sistema de accionamiento, se obtiene que la fuerza de transmisión ( $\mathbf{F}_{Tr}$ ) es la suma de las fuerzas ejercidas por los cuatro muelles conectados al punto de transmisión ( $\mathbf{P}_{Tr}$ ) (Fig. 2),

$$\mathbf{F}_{Tr} = \mathbf{F}_{M_A} + \mathbf{F}_{M_B} + \mathbf{F}_{M_C} + \mathbf{F}_{M_D} = \sum_{i=A}^D \mathbf{F}_{M_i} \quad (9)$$

La magnitud de la fuerza de cada muelle ( $F_{M_i}$ ) depende de su constante de rigidez ( $k_{M_i}$ ) y su longitud variable ( $n_{M_i}$ ), mientras que su dirección ( $\mathbf{u}_i$ ) depende del movimiento del punto de transmisión ( $\mathbf{P}_{Tr}$ ).

$$\mathbf{F}_{M_i} = F_{M_i} \mathbf{u}_i = k_{M_i} n_{M_i} \mathbf{u}_i \quad (10)$$

donde  $\mathbf{u}_i$  es el vector unitario direccional de  $\mathbf{P}_{Tr}\mathbf{P}_i$  para  $i = A, B, C, D$  (Fig. 2).

En la Ec. 10 aún hay dos parámetros desconocidos,  $n_{M_C}$  y  $n_{M_D}$ . Estos parámetros, se calculan mediante el análisis de la geometría del sistema de accionamiento (Fig. 2). Siguiendo el procedimiento utilizado para el cálculo de  $n_{M_A}$  y  $n_{M_B}$ ,

$$\begin{aligned} n_{M_C} &= l_C + q_{m_1} r_m - l_2 \\ n_{M_D} &= l_D + q_{m_2} r_m - l_2 \end{aligned} \quad (11)$$

donde  $r_m$  es el radio de las poleas,  $l_2$  es la distancia entre la posición de equilibrio del punto de transmisión ( $\mathbf{P}_0$ ) y el punto  $\mathbf{P}_C$  (o  $\mathbf{P}_D$ ) en la polea no actuada,  $l_C$  es la distancia entre los puntos  $\mathbf{P}_C$  y  $\mathbf{P}_{Tr}$ , y  $l_D$  es la distancia entre los puntos  $\mathbf{P}_D$  y  $\mathbf{P}_{Tr}$ . Además,  $l_C$  y  $l_D$  se pueden calcular como,

$$\begin{aligned} l_C &= \mathbf{P}_C \mathbf{P}_{Tr} = \sqrt{(x_{Tr} - l_2)^2 + y_{Tr}^2} \\ l_D &= \mathbf{P}_D \mathbf{P}_{Tr} = \sqrt{x_{Tr}^2 + (l_2 + y_{Tr})^2} \end{aligned} \quad (12)$$

Por lo tanto, combinando las Ecs. 7-12 se estima la fuerza de contacto ( $\mathbf{F}_{Cn}$ ) entre el robot y el usuario a partir de las mediciones de los encoders y los potenciómetros lineales.

#### 4. RESULTADOS DE VALIDACIÓN

Se han realizado tres pruebas experimentales para demostrar la eficacia de los estimadores de fuerza y movimiento propuestos. En las dos primeras, con el fin de validar el estimador de fuerza, sólo se ha utilizado el controlador de fuerza. Mientras que en el último se ha añadido el de impedancia. En todas ellas, se ha comparado el rendimiento del controlador con estimadores y con sensores adicionales que miden directamente la posición ( $\mathbf{P}_{Cn}$ ) y la fuerza ( $\mathbf{F}_{Cn}$ ) de contacto.

En la Tabla 1 se resumen los parámetros del prototipo UHP necesarios para la implementación de los estimadores.

El primer ensayo tiene como objetivo verificar que el controlador de fuerza con el estimador de fuerza funciona correctamente. Para ello, intentando emular a un paciente que intenta mantener la posición del robot constante, se ha bloqueado el

Tabla 1: Parámetros del prototipo UHP.

Parámetro	Valor
$r_m$	0,047m
$k_{M_i}$	4000N/m
$l_1$	0,575m
$l_2$	0,15m
$l_3$	0,18m
$l_4$	0,46m

pantógrafo en la posición de reposo ( $\mathbf{P}_{Cn} = \mathbf{0}$ ). Y se ha seleccionado una referencia variable de la fuerza de contacto ( $\mathbf{F}_{CnDes}$ ).

Normalmente, el UHP trabaja con frecuencias entre 0,1Hz y 1Hz [12]. Por lo que se han seleccionado tres señales sinusoidales con amplitud de 10N y periodo 10, 5 y 1 segundos (0,1Hz, 0,2Hz y 1Hz).

En la Fig. 5 se observan la fuerza de contacto deseada ( $\mathbf{F}_{CnDes}$ ), y la respuesta del controlador con el sensor ( $\mathbf{F}_{CnSensor}$ ) y con el estimador de fuerza ( $\mathbf{F}_{CnEstimador}$ ) en el eje x.

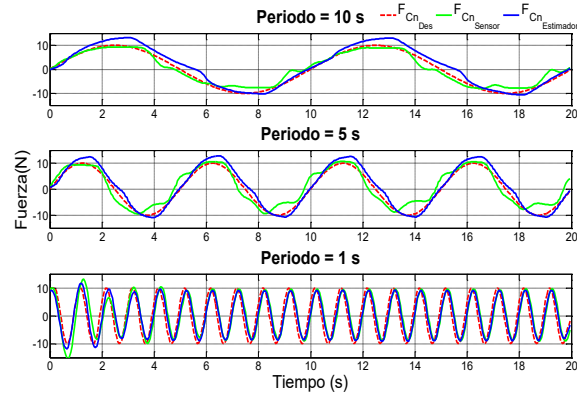


Figura 5: **Ensayo 1:** Validación del controlador de fuerza con estimador de fuerza con referencias sinusoidales de periodos de 10, 5 y 1 segundos.

Como se puede ver en la Fig. 5, en todos los ensayos realizados, el controlador ha sido capaz de seguir a la fuerza de referencia con un pequeño error. Al usar el sensor de fuerza, la media del error cuadrático medio (ECM) de los tres ensayos ha sido de 2,17N, mientras que con el estimador es de 2,22N.

El segundo ensayo tiene como objetivo validar el controlador de fuerza con estimador cuando la posición del robot UHP no es constante. Para ello, el usuario ha movido el prototipo UHP en todo el rango de movimiento del dispositivo robótico con



una velocidad aproximada de  $1m/s$ . Mientras que se ha seccionado una referencia de fuerza de  $0N$  ( $F_{CnDes} = 0N$ ).

La Fig. 6 muestra la fuerza de contacto deseada ( $F_{CnDes}$ ), y la respuesta del controlador de fuerza con el sensor ( $F_{CnSensor}$ ) y con el estimador de fuerza ( $F_{CnEstimador}$ ) en el eje  $y$ .

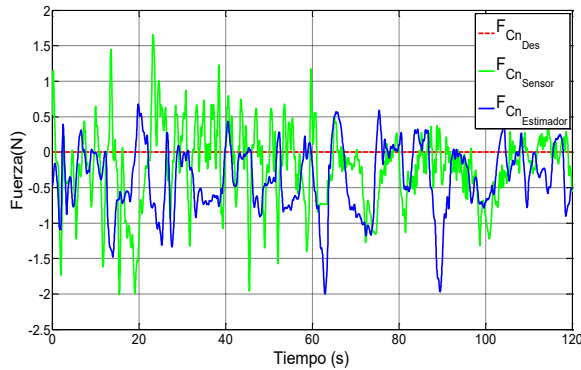


Figura 6: **Ensayo 2:** Validación del controlador de fuerza con estimador de fuerza con posición variable.

Como se puede observar en la Fig. 6, el rendimiento del controlador es parecido con las dos técnicas. Con el sensor de fuerza, el error medio de ECM en los ejes  $x$  y  $y$  es de  $0,58N$ , mientras que el error máximo es de  $2,01N$ . En el caso de usar el estimador, el error medio y el máximo son  $0,61N$  y  $2N$ , respectivamente.

Finalmente, se utiliza el controlador de impedancia para validar el sistema completo con estimadores de fuerza y movimiento. En el controlador de impedancia (1), la fuerza de referencia ( $F_{CnDes}$ ) se calcula en términos del error entre el movimiento real ( $P_{Cn}$ ) y deseado ( $P_{CnDes}$ ) del punto de contacto.

En la Fig. 7, se muestran los resultados del controlador de impedancia con sensores de fuerza y posición, mientras que la Fig. 8 muestra la respuesta del controlador al utilizar estimadores de fuerza y movimiento.

Con el fin de ejecutar una validación realista, las trayectorias deseadas de movimiento, que se pueden observar en las figuras 7 y 8, han sido diferentes trayectorias de  $0,14m$ ,  $0,11m$  and  $0,05m$  de amplitud, seleccionadas aleatoriamente.

En los dos casos, el UHP ha ayudado al usuario a alcanzar el punto deseado ( $P_{CnDes}$ ), realizando movimientos suaves y robustos. Además, con los dos métodos, el controlador ha sido capaz de seguir a la referencia deseada con un error inferior a  $6N$ . En el caso de utilizar los sensores el error ECM es de  $4,92N$ , mientras que con el estimador

es de  $5,84N$ .

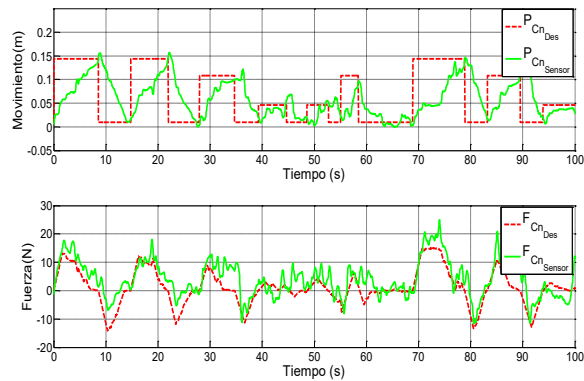


Figura 7: **Ensayo 3:** Resultados del controlador de impedancia con sensores de fuerza y posición.

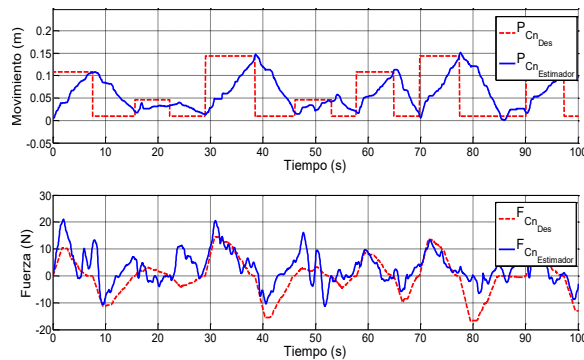


Figura 8: **Ensayo 3:** Resultados del controlador de impedancia con estimadores de fuerza y movimiento.

Como se puede observar, el rendimiento del controlador al utilizar los sensores es mejor que con los estimadores. Sin embargo, la diferencia entre los dos métodos es muy reducido,  $0,05N$  en el primer ensayo,  $0,03N$  en el segundo y  $0,92N$  en el último.

Conviene señalar que en aplicaciones asistenciales y sanitarias, el cumplimiento y la seguridad del dispositivo son aspectos más críticos que el seguimiento preciso de la trayectoria. Por lo tanto, dependiendo del nivel de deterioro del paciente, así como del tipo de ejercicio de rehabilitación a ejecutar, se pueden aceptar errores RMS de posición y fuerza inferiores a  $1cm$  y  $6N$ , que se obtuvieron en las pruebas experimentales.

A partir de los resultados experimentales se concluye que los estimadores de fuerza y movimiento propuestos son adecuados para el control de dispositivos robóticos de rehabilitación. Por lo que se pueden utilizar para sustituir sensores altamente cualificados de fuerza y movimiento.

## 5. CONCLUSIONES

En este trabajo se han presentado nuevos estimadores de fuerza y movimiento para el control de impedancia del robot de rehabilitación Universal Pantograph Haptic (UHP). El objetivo principal de estos estimadores es reemplazar los sensores extra de fuerza y posición que aumentan la complejidad mecánica y electrónica del dispositivo robótico, y disminuyen su asequibilidad.

Los estimadores propuestos están basados en el modelo cinemático y dinámico del robot, y en las señales medidas por sensores de bajo coste. En el caso del UHP, los sensores usados son: dos encoders ópticos que miden el ángulo de rotación de los motores, y dos potenciómetros lineales utilizados para medir la longitud variable de dos de los cuatro muelles del sistema de accionamiento.

Con el objetivo de verificar el rendimiento del controlador con los estimadores propuestos, se han realizado tres pruebas experimentales. Estas pruebas comparan la respuesta del controlador con sensores de fuerza y posición adicionales, y con los nuevos estimadores de fuerza y movimiento. Los resultados muestran que el controlador basado en los estimadores es capaz de seguir la fuerza deseada haciendo movimientos suaves y robustos. Mientras que la diferencia con el controlador con sensores es menor que  $1N$ , es decir, es más pequeña que la que puede ser detectada por el ser humano.

Por lo que se puede concluir que el nuevo enfoque de control basada en estimadores de fuerza y movimiento es apropiada para el control de dispositivos robóticos de rehabilitación.

### Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad MINECO & FEDER en el marco del proyecto DPI-2012-32882, así como por las becas PRE-2014-1-152 del Gobierno Vasco y BES-2013-066142 del Ministerio de Economía y Competitividad, el proyecto IT914-16 del Gobierno Vasco, el proyecto PPG17/56 de la UPV/EHU y por Euskampus Fundazioa.

Además, los autores desean expresar su agradecimiento al centro de investigación Tecnalia por su colaboración y por prestar su robot de rehabilitación Universal Haptic Pantograph.

### Referencias

[1] H. Amini, V. Dabbagh, S. M. Rezaei, M. Zareinejad, N. A. Mardi, and A. A. D. Sarhan. Robust control-based linear bilateral teleoperation system without force sensor. *Journal*

*of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 37(2):579–587, 2015.

- [2] M. Babaiasl, S. H. Mahdioun, P. Jaryani, and M. Yazdani. A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, pages 1–18, jan 2015.
- [3] J. Brackenridge, L. V. Bradnam, S. Lennon, J. J. Costi, and D. A. Hobbs. A Review of Rehabilitation Devices to Promote Upper Limb Function Following Stroke. *Neuroscience and Biomedical Engineering*, 4(1):25–42, 2016.
- [4] A. Colome, D. Pardo, G. Alenya, and C. Torras. External force estimation during compliant robot manipulation. *International Conference on Robotics and Automation*, pages 3535–3540, 2013.
- [5] S. Etedali, H. A. Talebi, and A. D. Mohammadi. A robust force observer for robot manipulators subjected to external disturbance. *International Conference on Robotics and Mechatronics (ICROM)*, (1):539–544, 2015.
- [6] R. A. R. C. Gopura, D. S. V. Bandara, K. Kiguchi, and G. K. I. Mann. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review. *Robotics and Autonomous Systems*, 75:203–220, 2016.
- [7] N. Hogan. Impedance Control: An Approach to Manipulation. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 107(1), 1985.
- [8] N. Jarrassé, T. Proietti, V. Crocher, J. Robertson, A. Sahbani, G. Morel, and A. Roby-Brami. Robotic Exoskeletons: A Perspective for the Rehabilitation of Arm Coordination in Stroke Patients. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8(947):1–13, 2014.
- [9] M. Linderth, A. Stolt, A. Robertsson, and R. Johansson. Robotic force estimation using motor torques and modeling of low velocity friction disturbances. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3550–3556, 2013.
- [10] W. Meng, Q. Liu, Z. Zhou, Q. Ai, B. Sheng, and S. S. Xie. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation. *Mechatronics*, 31:132–145, 2015.

- [11] N. Nordin, S.-q. Xie, and B. Wünsche. Assessment of movement quality in robot-assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11:137(1):1–23, 2014.
- [12] J. Oblak, I. Cikajlo, T. Keller, J. C. Perry, J. Veneman, and Z. Matja. The Role of Viscous Damping on Quality of Haptic Interaction in Upper Limb Rehabilitation Robot : A Simulation Study. *IFMBE Proceedings*, pages 383–386, 2010.
- [13] J. Oblak and Z. Matjačić. Design of a series visco-elastic actuator for multi-purpose rehabilitation haptic device. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8:3:1–13, 2011.
- [14] J. C. Perry, J. Oblak, J. H. Jung, I. Cikajlo, J. F. Veneman, N. Goljar, N. Bizoviar, Z. Matjai, and T. Keller. Variable structure pantograph mechanism with spring suspension system for comprehensive upper-limb haptic movement training. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(4):317–334, 2011.
- [15] T. Proietti, V. Crocher, A. Roby-Brami, and N. Jarrasse. Upper-limb robotic exoskeletons for neurorehabilitation: a review on control strategies. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 9:4–14, 2016.
- [16] B. Sheng, Y. Zhang, W. Meng, C. Deng, and S. Xie. Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering & Physics*, 38(7):587–606, 2016.
- [17] A. J. Veale and S. Q. Xie. Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies. *Medical Engineering & Physics*, 38(4):317–325, 2016.
- [18] S. Xie. Advanced Robotics for Medical Rehabilitation. *Springer Tracts in Advanced Robotics*, 108:1–357, 2016.
- [19] T. Yan, M. Cempini, C. M. Oddo, and N. Vitello. Review of assistive strategies in powered lower limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 64:120–136, 2015.
- [20] S.-H. Zhou, J. Fong, V. Crocher, Y. Tan, D. Oetomo, and I. Mareels. Learning control in robot-assisted rehabilitation of motor skills â“ a review. *Journal of Control and Decision*, 3(1):19–43, 2016.