

Métodos de control basados en campos potenciales y de fuerza para robótica de rehabilitación

Francisco J. Badesa, Jorge A. Díez, Santiago Ezquerro, Arturo Bertomeu-Motos
Jose M. Sabater-Navarro, Nicolas Garcia-Aracil

Neuroingeniería Biomédica, Universidad Miguel Hernández de Elche
{fbadesa, jdiez, sezquerro, abertomeu, j.sabater, nicolas.garcia}@umh.es

Resumen

En este artículo se presentan nuevas estrategias para el control de robótica de rehabilitación para miembro superior. Estas nuevas propuestas de control modifican el comportamiento del robot de acuerdo a diferentes campos potenciales o de fuerza. En la primera parte de este artículo se presenta la base teórica y la implementación de las diferentes aproximaciones del sistema de control. Finalmente, se muestran los resultados experimentales del uso de un robot de rehabilitación con las diferentes estrategias de control en su interacción tanto con sujetos sanos como con pacientes que han sufrido un accidente cerebro-vascular.

Palabras clave: Robótica de rehabilitación, Sistemas de control, Interacción hombre-robot.

1 Introducción

Durante los últimos 30 años, los métodos basados en campos de potencial artificiales han sido ampliamente utilizados en distintos campos de la robótica, siendo en 1986 cuando Oussama Khatib [14] introdujo este concepto para la problemática de evitar obstáculos durante el movimiento de un robot. Después de esto, se han realizado un gran número de estudios para temas relacionados con la planificación de movimiento de robots móviles [4, 10, 8] y para generación de trayectorias de robots manipuladores [9, 7].

Sin embargo, en el campo de la robótica médica no existen muchos estudios que utilicen estos métodos basados en campos potenciales para el control de dispositivos. Por ejemplo, en cirugía robótica, algunos estudios [6, 11] utilizan campos de fuerza artificiales para la planificación de trayectorias para la inserción de agujas en tejidos blandos.

En cuanto a rehabilitación asistida por robots, una reciente revisión del estado del arte en los sistemas de control de estos dispositivos [12] muestra que la estrategia más utilizada es el control de impedancia, y sólo unos pocos estudios utilizan métodos basados en campos de potencial, algunos para la rehabilitación de miembro inferior [2, 3], y muy

pocos para la rehabilitación de miembro superior [13].

El principal objetivo de este artículo es el desarrollo de un sistema de control en lazo abierto basado en campos potenciales para guiar al paciente hacia el objetivo a través de la trayectoria adecuada. Para comprobar el funcionamiento de este sistema de control, se ha hecho uso del robot neumático de rehabilitación PUPArm [1], desarrollado por el grupo de Neuroingeniería Biomédica de la Universidad Miguel Hernández de Elche. Las características principales de este robot son su alta “backdrivabilidad” y su baja velocidad de respuesta debida a la actuación neumática.

2 Control basado en campos potenciales y campos de fuerzas

En esta sección se presentan diferentes estrategias de control basadas en el uso de campos de potencial y campos de fuerza. En la primera parte, se describen brevemente las expresiones matemáticas de algunos perfiles de campos de potencial (Fig. 1). En la segunda parte, se muestra detalladamente la implementación del control basada en distintos campos de fuerza.

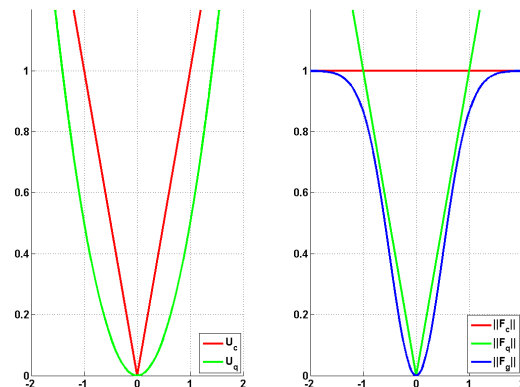


Figura 1: Perfiles de campos de potencial y campos de fuerza

2.1 Definición de campos potenciales

2.1.1 Campo potencial cónico

$$U_c = \zeta (x - x_0) \quad (1)$$

$$\mathbf{F}_c = -\nabla U_c = -\zeta \cdot \text{sign}(x - x_0) \cdot \hat{\mathbf{x}} \quad (2)$$

El campo potencial cónico es el más sencillo de todos. La expresión general de este campo potencial para un espacio unidimensional se define en (1). Con esta expresión, se puede calcular el campo vectorial de fuerzas asociado como el negativo del gradiente del campo potencial. El campo de fuerza resultante se puede definir como un campo de fuerza atractiva constante, y se define como (2). En estas expresiones, el parámetro ζ determina la pendiente de la curva del campo potencial.

2.1.2 Campo de potencial cuadrático

$$U_q = \frac{1}{2} \zeta (x - x_0)^2 \quad (3)$$

$$\mathbf{F}_q = -\nabla U_q = -\zeta (x - x_0) \cdot \hat{\mathbf{x}} \quad (4)$$

Otro campo de potencial típico, usado en el campo de la planificación de trayectorias, es el campo de potencial cuadrático, cuya expresión se muestra en 3. La amplitud del campo de fuerza derivado de este campo de potencial, incrementa de valor de forma lineal con la distancia a la posición objetivo, como se puede observar en la Fig. 4. El parámetro ζ determina el ancho de la curva del campo de potencial cuadrático.

2.1.3 Campo de fuerza Gaussiano

En ese tercer caso, en lugar de definir un campo de potencial y derivar un campo de fuerza asociado a éste, se ha definido directamente un campo de fuerzas con un perfil Gaussiano. Con la forma de este campo de fuerza, se dispone de una respuesta que cambia lentamente en posiciones cercanas al objetivo y rápidamente en posiciones lejanas. En 5 se muestra la definición general de una curva Gaussiana, mientras que en las ecuaciones 6 y 7 son la rectificación de la curva para tener una forma adecuada para los requerimientos de respuesta del robot que se desea: fuerza cero en la posición objetivo, y fuerza máxima lejos de esta posición. En estas expresiones, a es la máxima amplitud de la Gaussiana, b es la posición del pico central, y c es el parámetro que define la anchura de la Gaussiana.

$$f(x) = a \exp\left(\frac{-(x-b)^2}{2 \cdot c^2}\right) \quad (5)$$

$$\|\mathbf{F}_g\| = a - a \exp\left(\frac{-(x-b)^2}{2 \cdot c^2}\right) \quad (6)$$

$$\mathbf{F}_g = -\text{sign}(x) \left(a - a \exp\left(\frac{-(x-b)^2}{2 \cdot c^2}\right) \right) \cdot \hat{\mathbf{x}} \quad (7)$$

2.2 Implementación del control

El objetivo principal del control desarrollado es modificar el comportamiento del robot de acuerdo con un campo de fuerzas definido a lo largo de su espacio de trabajo, intentando de esta manera imitar las acciones correctivas que realiza el terapeuta en una sesión de rehabilitación. Para definir el campo de fuerzas adecuado, hay que tener en cuenta ciertos parámetros: la precisión para alcanzar el objetivo (p), la fricción estática del dispositivo (F_f), y la fuerza máxima que puede ejercer el robot (F_{max})

Para el campo de fuerza cónico, se han definido dos restricciones para el valor del parámetro ζ : éste no puede ser mayor que la fuerza máxima, y debe ser mayor o igual que la fuerza de fricción.

El parámetro *zeta* del campo de potencial cuadrático se ha definido de manera que se obtiene una fuerza resultante igual a la fuerza de fricción en las posiciones que se encuentren a una distancia p de la posición objetivo (8). Además, teniendo en cuenta la fuerza máxima que puede ejercer el robot, se ha añadido un umbral combinando este campo potencial con un campo potencial cónico, tal y como se muestra en la expresión 9.

$$\zeta = F_f/p \quad (8)$$

$$U = \begin{cases} \frac{1}{2} \zeta (x - x_0)^2 & |x - x_0| < x^* \\ x^* \zeta (x - x_0) - \frac{1}{2} \zeta (x^*)^2 & |x - x_0| \geq x^* \end{cases} \quad (9)$$

donde $x^* = F_{max}/\zeta$ es la posición donde la fuerza debida a 9 es igual a F_{max} .

De forma similar, la forma Gaussiana se ha ajustado a las restricciones de precisión, fricción estática y fuerza máxima, de tal manera que el valor de los parámetros a , b y c del campo de fuerza Gaussiano es el siguiente:

$$\begin{aligned} a &= F_{max} \\ b &= 0 \\ c &= \sqrt{\frac{-p^2}{2 \cdot \left(1 - \left(\frac{F_f}{F_{max}}\right)\right)}} \end{aligned} \quad (10)$$

Una vez aclarados los valores de los diferentes parámetros, el siguiente paso es definir las estrategias de control basadas en estos campos potenciales y campos de fuerza.

2.2.1 Campo de fuerza dinámico con ventana puntual

Esta estrategia se basa en el campo de potencial cuadrático, o en el campo de fuerza Gaussiano, cen-

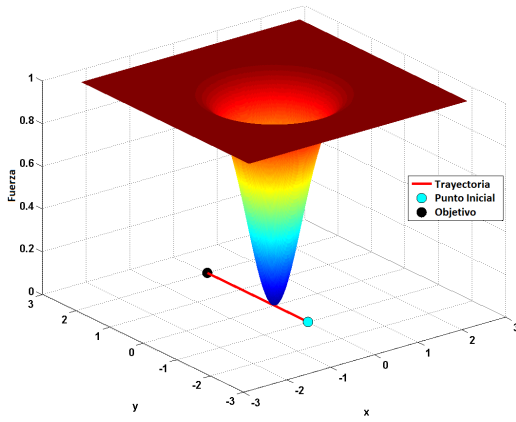


Figura 2: Campo de fuerza dinámico con ventana puntual

trado en un punto que se desplaza modificando su localización a lo largo del tiempo. Para este propósito, se ha definido un parámetro de velocidad v que modifica el centro del campo de fuerza generado a lo largo de una trayectoria rectilínea que conecta las posiciones inicial y objetivo de cada movimiento. Para este caso, las expresiones del campo de potencial y el campo de fuerzas en un espacio bidimensional son las siguientes:

$$U_q = \frac{1}{2} \zeta d(pos, pos_0 + v \cdot t)^2 \quad (11)$$

$$\mathbf{F}_q = -\nabla U_q = -\zeta ((pos_x - (pos_{x0} + v_x \cdot t)) \cdot \hat{\mathbf{x}} + (pos_y - (pos_{y0} + v_y \cdot t)) \cdot \hat{\mathbf{y}}) \quad (12)$$

$$\|\mathbf{F}_g\| = F_{max} \left(1 - \exp \left(\frac{-(d(pos, pos_0 + v \cdot t))^2}{2 \cdot c^2} \right) \right) \quad (13)$$

donde, $d(a, b)$ es la distancia euclídea entre los puntos a y b , pos es la posición actual, pos_0 la posición inicial de la trayectoria, y el parámetro de velocidad v que se define como:

$$v = \frac{d \cdot T_s}{T_{total}} \quad (14)$$

donde d es la distancia entre las posiciones inicial y objetivo, T_s es el tiempo de muestreo del controlador y T_{max} es el tiempo definido para realizar el movimiento completo.

En la Fig. 2, se muestra el campo de fuerza resultante para la aproximación Gaussiana en un instante de tiempo $0 < t < T_{max}$. Además, en esta figura se muestra el punto inicial (azul), el punto objetivo (negro) y la trayectoria (línea roja).

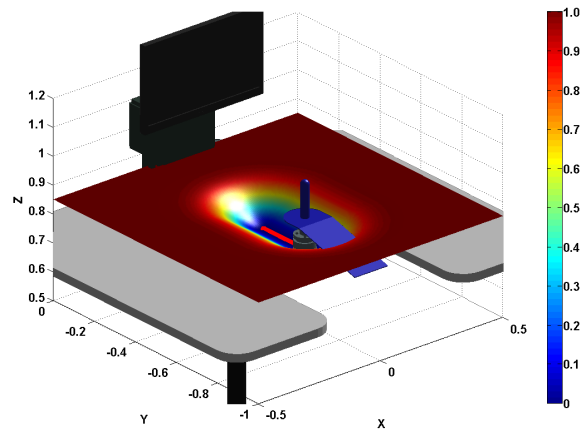


Figura 3: Campo de fuerza dinámico con ventana de trayectoria

2.2.2 Campo de fuerza dinámico con ventana de trayectoria

Esta estrategia se basa en el campo de potencial cuadrático, o en el campo de fuerza Gaussiano, centrado en una trayectoria definida de tal manera que se define un camino de fuerza cero a lo largo de la trayectoria deseada. Para este propósito, se han modificado las expresiones de los campos de fuerza \mathbf{F}_q (12) and \mathbf{F}_g (13), cambiando la función distancia por la distancia entre la posición actual y la trayectoria rectilínea $d_r(a, r)$.

Además, el parámetro de velocidad definido anteriormente (14) se utiliza en estas estrategias (tanto para el campo de fuerza cónico como para el campo de fuerza Gaussiano) para cambiar la longitud de la trayectoria de fuerza nula modificando el punto inicial de la recta. Con esta aproximación el usuario se puede mover de forma libre a lo largo de la trayectoria deseada, pero la modificación dinámica del campo de fuerza ayuda a alcanzar el objetivo si el usuario no puede continuar moviéndose. Con esta solución se consigue un enfoque de *assisted-as-needed* (asistencia según se necesita).

En la Fig. 3 se muestra el campo de fuerza y la trayectoria rectilínea (línea roja) resultantes para el enfoque Gaussiano.

2.2.3 Campo de fuerza dinámico con ventana de trayectoria y offset

Por último, se ha modificado la estrategia anterior añadiendo un campo de fuerza constante al ya existente, de tal manera que se minimize los efectos de la fricción en la interacción hombre-robot. Este campo de fuerza constante se calcula a partir de un campo de potencial cónico con un valor de ζ igual a la fricción del dispositivo y centrado en la posición objetivo. En (15) y (16) se muestra la ex-

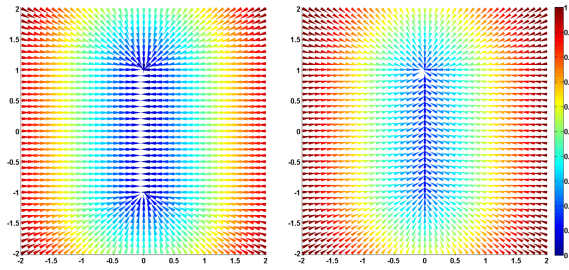


Figura 4: Campo de fuerza dinámico con ventana de trayectoria y offset

presión de campo potencial resultante basado en un potencial cuadrático, y la expresión de campo de fuerza final basado en el campo de fuerza Gaussiano.

$$U_q = \frac{1}{2} \zeta d(pos, r)^2 + F_f d(pos, pos_t) \quad (15)$$

$$\|F_g\| = F_{max} \left(1 - \exp \left(\frac{-(d(pos, r))^2}{2 \cdot c^2} \right) \right) + F_f \quad (16)$$

donde pos_t es la posición del objetivo.

En la Fig. 4 se muestra una comparación gráfica entre el campo de fuerza resultante para el *Campo de fuerza dinámico con ventana de trayectoria* y la modificación con el offset añadido. En esta figura se puede observar como el camino de fuerza nula se convierte en un camino de fuerza constante de valor igual a la fuerza de fricción F_f .

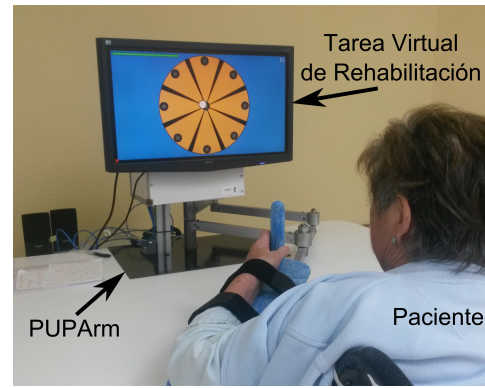
3 Validación Experimental

El objetivo principal de esta experimentación es mostrar y comparar el rendimiento de distintos usuarios durante una tarea virtual de rehabilitación utilizando los distintos enfoques de campos de fuerza y de potencial presentados en este artículo. En esta sección se presenta tanto el protocolo utilizado durante la experimentación como los resultados obtenidos.

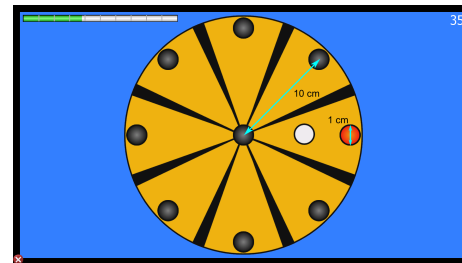
Se ha llevado a cabo una experimentación en dos pasos para validar los controles implementados. En la primera fase se han testado todos los métodos definidos en la sección anterior con usuarios sanos, sin ningún déficit cognitivo ni físico. En la segunda fase, los métodos de control han sido testados por pacientes en la fase subaguda de un accidente cerebro-vascular.

3.1 Descripción de la experimentación

En la Fig. 5(a) se muestra el entorno para la experimentación. El sistema consiste en un dispositivo robótico de rehabilitación y un software de



(a) Set-up



(b) Tarea virtual

Figura 5: Entorno para la experimentación

realidad virtual con una tarea sencilla de alcance de objetivos. Este entorno es idéntico para las dos fases de la experimentación.

El dispositivo robótico utilizado es el robot PUPArm [1], que es un robot de rehabilitación actuado mediante tecnología neumática, desarrollado por la Universidad Miguel Hernández de Elche. Este dispositivo ha sido diseñado con 2 grados de libertad para la realización de movimientos a lo largo de un plano horizontal. El robot PUPArm utiliza dos módulos giratorios neumáticos como actuadores y cuatro válvulas proporcionales de presión para controlar la presión de cada cámara de los módulos.

En cuanto a la actividad virtual, se ha seleccionado una sencilla actividad de alcance de objetivos para llevar a cabo la experimentación (Fig. 5(b)). Esta actividad se basa en ocho objetivos periféricos uniformemente distribuidos a lo largo de una circunferencia de radio 10 cm. Se ha especificado la realización de un total de 16 movimientos para cada aproximación del control, donde cada objetivo periférico se ilumina de forma aleatoria. Todos los objetivos se han definido con un radio de 1.0 cm, que es la precisión utilizada para definir cuando se alcanza el objetivo.

Por último, el protocolo de la experimentación es la siguiente:

- se explica el procedimiento del experimento

al usuario y se le presentan la actividad a realizar

- el usuario invierte unos minutos en practicar la actividad
- el usuario descansa unos segundos
- el usuario realiza 16 movimientos con el primer control (seleccionado de forma aleatoria)
- el usuario descansa unos segundos
- el usuario realiza 16 movimientos con el segundo control (seleccionado de forma aleatoria)
- el usuario descansa unos segundos
- ...
- el usuario realiza 16 movimientos con el último control

El protocolo ha sido aprobado por el comité de ética de la Universidad Miguel Hernández y todos los usuarios rellenaron un consentimiento informado por escrito.

3.2 Resultados con sujetos sanos

En el primer paso de la experimentación se han testado todas las estrategias de control definidas en la Sección 2 con sujetos sanos para seleccionar las que mejor resultado ofrecen para utilizarlas en la segunda parte de la experimentación.

En la primera parte del experimento participaron siete estudiantes y miembros del grupo de Neuroingeniería Biomédica de la Universidad Miguel Hernández (seis hombres y una mujer). Todos eran sujetos sanos, sin ningún tipo de déficit cognitivo o físico. Sus edades comprendían entre los 23 y 31 años, con media 25.8 años, mediana 24 años y desviación estándar de 3.4 años.

En esta primera fase, los sujetos realizaron siete tareas de alcance de objetivos siguiendo el procedimiento definido en el protocolo. Se les indicó que realizaran cada movimiento de una forma natural. Las estrategias de control utilizadas fueron las siguientes:

- 0: movimientos libres sin estrategia de control
- 1: Campo de fuerza Gaussiano con ventana puntual
- 2: Campo de fuerza Gaussiano con ventana de trayectoria

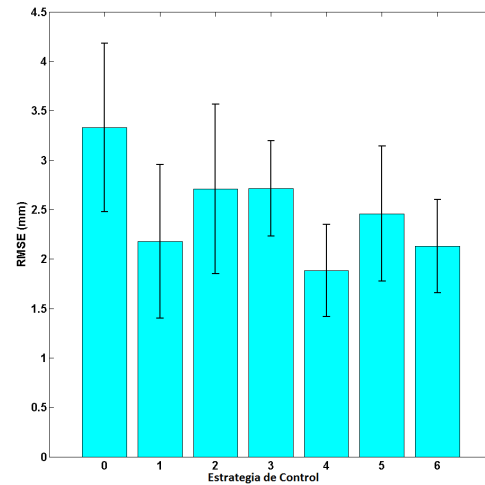


Figura 6: Error cuadrático medio de la trayectoria en los tests con sujetos sanos

- 3: Campo de fuerza Gaussiano con ventana de trayectoria y offset
- 4: Campo de fuerza cónico con ventana puntual
- 5: Campo de fuerza cónico con ventana de trayectoria
- 6: Campo de fuerza cónico con ventana de trayectoria y offset

Los valores seleccionados para los principales parámetros para los distintos métodos de campo de fuerzas son: $p = 10\text{cm}$, $F_{max} = 30\text{N}$, $F_f = 3.2\text{N}$, $T_s = 0.01\text{s}$ y $T_{max} = 10\text{s}$.

Tabla 1: Resultados con Sujetos Sanos

Control	Distancia (mm)	Tiempo (s)	Velocidad (mm/s)	Error (mm)	Aciertos (%)
0	90.8±1.9	1.7±0.3	55.7±8.0	3.3±0.8	100
1	98.7±2.0	8.1±0.6	12.4±0.7	2.2±0.8	100
2	90.5±0.7	2.4±0.5	41.0±9.1	2.7±0.9	100
3	89.8±1.4	1.7±0.3	53.6±7.7	2.7±0.5	100
4	99.7±1.9	8.3±0.7	12.3±1.0	1.9±0.5	100
5	91.5±1.2	2.4±0.3	40.2±5.8	2.5±0.7	100
6	89.7±1.1	1.6±0.2	55.7±6.7	2.1±0.5	100

En la Tabla 1 se muestran los resultados de las pruebas preliminares realizadas con sujetos sanos. De acuerdo con estos resultados se pueden destacar algunas observaciones. La primera de todas, el tiempo medio empleado para alcanzar los objetivos con los controles 1 y 4 son mucho mayores que en los demás; esto se debe a que en las estrategias de campos de fuerza con ventana puntual el sujeto está demasiado guiado a lo largo de la trayectoria y no es capaz de mover de forma libre

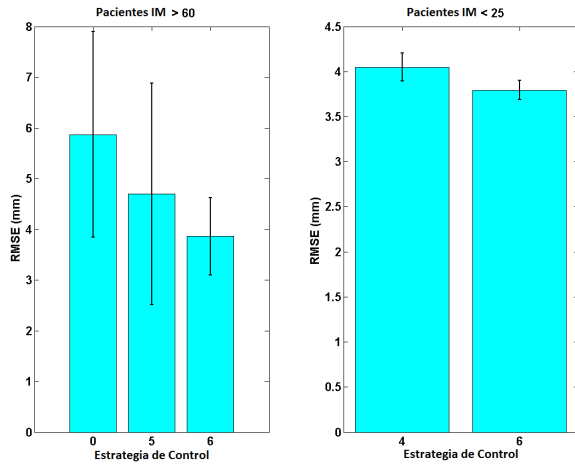


Figura 7: Error cuadrático medio de la trayectoria en los tests con pacientes

cuando intenta realizar el movimiento de forma natural.

Otra observación que se puede realizar es que la media del error cuadrático medio en la trayectoria se reduce en todos los métodos de control en comparación con el movimiento totalmente libre, sin interacción del robot. Además, los errores y sus respectivas desviaciones estándar son menores para los métodos basados en campos de potencial cuadrático que en los basados en los campos de fuerza Gaussianos; este comportamiento se debe a una mayor fuerza correctiva por parte del campo de potencial cuadrático cerca de la trayectoria deseada. El error cuadrático medio y su variabilidad se muestran de forma gráfica en la Fig. 6.

Como conclusión de los datos obtenidos en las pruebas con sujetos sanos, los métodos de campos de fuerza con ventana de trayectoria y offset se muestran como la mejor opción en términos de precisión y velocidad.

3.3 Resultados de pruebas con pacientes

Para la segunda parte de la validación, los métodos de control basados en campos de fuerza fueron testados por seis pacientes en la fase subaguda de un accidente cerebro-vascular. La información acerca de estos pacientes, como el Índice Motor (IM) y el Test de Control de Tronco (TCT) [5], se muestran en la Tabla 2.

Con los resultados obtenidos en la primera fase de la validación, se han seleccionado los métodos basados en campos de potencial cuadrático para su uso en las pruebas con pacientes. Debido a las diferencias de movilidad entre pacientes, se han dividido en dos grupos de tal manera que se han testado las estrategias de control más adecuadas

Tabla 2: Subacute Post-stroke Patients Data

Paciente	Edad	IM	TCT	Daño		Tiempo Enfermedad
				Cerebral	Lado Afectado	
1	55	76.5	61	Hemorrágico	D	106 días
2	64	61.5	60	Isquémico	D	75 días
3	77	63.5	74	Ischemic	D	110 días
4	70	15	24	Isquémico	I	86 días
5	67	10.5	36	Ischemic	D	50 días
6	40	24.5	87	Isquémico	D	79 días

a sus necesidades.

El primer grupo de pacientes, aquellos que tenían un IM mayor de 61, realizaron tres tareas de rehabilitación. Teniendo en cuenta su movilidad se seleccionaron tres estrategias de control: 0 (sin asistencia), 5 (ventana de trayectoria) y 6 (ventana de trayectoria con offset). Con estas tres tareas se puede comparar las diferencias en la ejecución de los movimientos en las estrategias donde el paciente puede moverse libremente a lo largo de la trayectoria de fuerza nula.

El segundo grupo de pacientes, con un IM inferior a 25, realizaron sólo dos tareas de rehabilitación: con el control 4 (ventana puntual) y con el control 6 (ventana de trayectoria con offset). La razón de seleccionar estos dos métodos es el siguiente: debido a la baja movilidad de estos pacientes, no eran capaces de llevar a cabo los movimientos sin asistencia, con lo que se han probado aquellas estrategias que guían en mayor medida el movimiento a realizar.

Tabla 3: Resultados de las pruebas con pacientes

Paciente IM	Control	Distancia (mm)	Tiempo (s)	Velocidad (mm/s)	Error (mm)	Aciertos (%)
>60	0	99.8±2.3	3.0±1.3	39.3±16.1	5.9±2.0	100
	5	99.8±9.0	2.4±0.8	49.6±15.8	4.7±2.2	100
	6	94.0±4.6	1.9±0.3	55.8±12.2	3.9±0.8	100
<25	4	102.4±3.9	12.2±1.5	8.7±1.0	4.0±0.2	72.9
	6	102.6±3.7	9.7±0.2	11.0±1.1	3.8±0.1	91.7

En la Tabla 3 se muestran los resultados de las pruebas con pacientes. Tomando los valores de los pacientes pertenecientes al primer grupo, se puede observar que la media del RMSE en la trayectoria se reduce en ambos métodos de control en comparación con el modo de movimiento totalmente libre, sin interacción por parte del robot. Por otra parte, la variabilidad del error disminuye sustancialmente en el método de campo de fuerza con ventana de trayectoria y offset, como se muestra en la Fig. 7. Además, en la Fig. 8 se muestra una comparación gráfica entre trayectorias durante la tarea de rehabilitación para el paciente 3. La línea azul representa las trayectorias sin control, y la línea punteada roja representa las trayectorias con el método de ventana de trayectoria y offset.

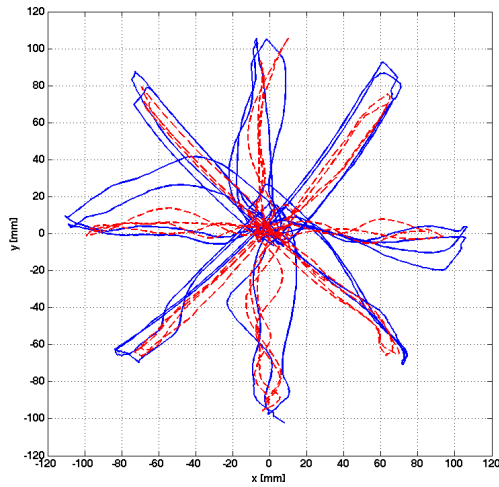


Figura 8: Comparación en la trayectoria del paciente 3. Control 0 (línea azul) y 6 (línea punteada roja).

En cuanto al segundo grupo de pacientes, con un IM inferior a 25, los resultados son muy similares para ambos modos de control, 4 y 6. Este comportamiento se debe a la incapacidad de los pacientes de realizar movimientos por sí mismos, lo que hace que los métodos de control actúen de una forma similar. En la Fig. 9 se muestra esta similitud mediante la representación de dos trayectorias realizadas por el mismo paciente haciendo uso de los dos modos de control.

Como conclusión, y de forma similar a lo que ocurría con sujetos sanos, el campo de fuerza con ventana de trayectoria y offset parece la mejor opción en términos de precisión y velocidad en los movimientos.

4 Conclusiones

El objetivo principal de este artículo es la validación de nuevas estrategias para el control de dispositivos robóticos de rehabilitación de miembro superior. En particular, se han implementado seis enfoques diferentes basados en campos de potencial cuadrático y campos de fuerza Gaussianos.

Para validar las estrategias implementadas se han llevado a cabo dos ensayos experimentales. En el primero de ellos, los seis enfoques se han testado con siete sujetos sanos. Los resultados de este ensayo muestran que con los métodos basados en campos de potencial cuadrático se obtienen mejores resultados en términos de precisión y variabilidad (RMSE en la trayectoria de 1.7 ± 0.3 mm), comparados con la misma actividad realizada sin asistencia (RMSE en la trayectoria de 2.7 ± 0.8 mm). Además, en la segunda parte de la experimentación, en las pruebas con el primer grupo de

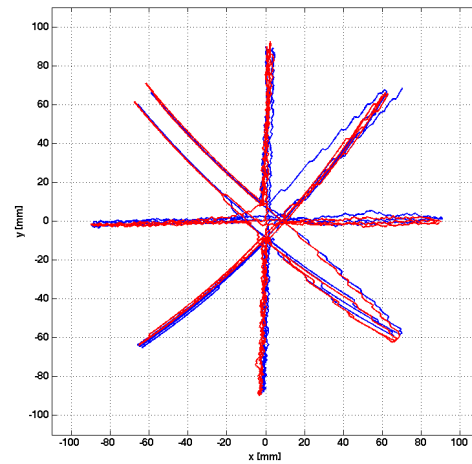


Figura 9: Comparación en la trayectoria del paciente 4. Control 4 (línea azul) y 6 (línea punteada roja).

pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular, con un IM mayor de 60, se llega a la misma conclusión, donde el RMSE en la trayectoria en el control basado en campos de potencial cuadrático con ventana de trayectoria y offset es de 3.3 ± 0.5 mm, mientras que el valor obtenido en la interacción sin asistencia por parte del robot es de 5.0 ± 1.7 mm.

Por último, los resultados de los pacientes con un IM menor de 25 muestran diferencias muy sutiles entre los dos enfoques utilizados. Este efecto queda bien representado en la Fig. 9, donde se muestran dos trayectorias de un mismo paciente realizando la actividad con sendas estrategias de control.

Con todos estos resultados, se puede observar que los métodos basados en campos de potencial artificiales pueden ser una buena aproximación para su uso en el control de dispositivos robóticos de rehabilitación. No obstante, es necesario un estudio más profundo y un mayor número de ensayos clínicos para comprobar los beneficios de los tratamientos de rehabilitación asistida por robots que utilicen este tipo de estrategias de control, en comparación con otros sistemas de control y con las técnicas tradicionales de terapia física.

Referencias

- [1] Badesa F. J., Llinares A., Morales R., García-Aracil N., Sabater J.M., Perez-Vidal C., (2014) "Pneumatic planar rehabilitation robot for post-stroke patients". Journal of Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications, 26 (02), 1450025.
- [2] Banala S.K., Agrawal S.K., Scholz J.P.,

- (2007) "Active leg exoskeleton (alex) for gait rehabilitation of motor-impaired patients", IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 401-407, 2007.
- [3] Banala S.K., Agrawal S.K., Kim S.H., Scholz J.P., (2010) "Novel gait adaptation and neuromotor training results using an active leg exoskeleton", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, pp(99), 1-10.
- [4] Choset H., Lynch K.M., Hutchinson S., Kantor G., Burgard W., Kavarki L.E., Thrun S., (2005) "Principles of Robot Motion: Theory, Algorithms, and Implementation", Cambridge, Massachusetts, MIT Press.
- [5] Collin C., Wade D., (1990) "Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study". J Neurology Neurosurg Psychiatry, 53: 576-579.
- [6] DiMaio S.P., Salcudean S.E., (2005) "Needle steering and motion planning in soft tissues", IEEE Trans. Biomed. Eng., 52: 965-974.
- [7] Dounskaia N.V., (1998) "Artificial potential method for control of constrained robot motion", IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. B, vol. 28, pp. 447-453.
- [8] Hwang Yong K., Ahuja Narendra, (1992) "Gross Motion Planning - A Survey". ACM Computing Surveys, 24(3), 219-291.
- [9] Kim J.O., Khosla K., (1992) "Real-time obstacle avoidance using harmonic potential functions", IEEE Trans. Robot. Automat., vol. 8, pp. 338-349.
- [10] Latombe J.C., (1991) "Robot Motion Planning". London: Kluwer Academic Publishers.
- [11] Li P., Jiang S., Yang J., Yang Z., (2014) "A Combination Method of Artificial Potential Field and Improved Conjugate Gradient for Trajectory Planning for Needle Insertion into Soft Tissue", Journal of Medical and Biological Engineering, Vol 34, No 6.
- [12] Marchal-Crespo L., Reinkensmeyer D.J., (2009) "Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury". Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 6:20. doi:10.1186/1743-0003-6-20.
- [13] Mihelj M., Nef T., Riener R., (2007) "A novel paradigm for patient-cooperative control of upper-limb rehabilitation robots", Adv. Robotics 21, 843-867.
- [14] Oussama K., (1986) "Real-Time Obstacle Avoidance for Manipulators and Mobile Robots". The International Journal of Robotics Research, 5(1), 90-98.