

DISEÑO Y CONTROL DE UN REHABILITADOR DE HOMBRO

DESIGN AND CONTROL OF A SHOULDER REHABILITATOR

Andrea Magadán Salazar

Tecnológico Nacional de México/Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico
magadan@cenidet.edu.mx

Andrés Blanco Ortega

Tecnológico Nacional de México/Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico
andres.blanco@cenidet.edu.mx

José A. Santana Camilo

Tecnológico Nacional de México en Zacatepec
fabioabelgo@hotmail.com

Fabio Abel Gómez Becerra

Instituto Tecnológico José Mario Molina Pasquel y Henríquez, Unidad Académica Puerto Vallarta
fabioabelgo@hotmail.com

Edgar Antúnez Leyva

Instituto Mexicano de Tecnología del Agua
eantunez@tlaloc.imta.mx

Resumen

En este artículo se presenta un rehabilitador de hombro de movimiento pasivo continuo. El diseño del rehabilitador de hombro se basa en un sistema de mesa XY para ofrecer movimientos en el eje horizontal (X) y vertical (Y), así como, la combinación de ambos para proporcionar movimientos complejos, como lo son los arcos o circulares y que son requeridos en la rehabilitación de hombro. Se propone un control tipo PID para el seguimiento de trayectorias suaves, basadas en polinomios de Bezier. Se presentan resultados bajo el ambiente del software MSC Adams View en co-simulación con Simulink-MatLab que muestran el buen desempeño del controlador propuesto. Con la automatización de este rehabilitador se puede ofrecer movimientos personalizados a las necesidades de cada paciente, de tal manera que sean más naturales.

Palabra(s) Clave: Diseño mecatrónico, prototipo virtual, sistema de rehabilitación, movimiento pasivo continuo.

Abstract

In this paper a shoulder rehabilitator with continuous passive movement is presented. The design of the shoulder rehabilitation machine is based on an XY table system to offer movements on the horizontal (X) and vertical (Y) axis, as well as the combination of both to provide complex movements, such as arcs or circular and which are required in shoulder rehabilitation. A PID-type control is proposed for smooth trajectory tracking, based on Bezier polynomials. Simulation results under the MSC Adams View software environment in co-simulation with Simulink-MatLab showing the good performance of the proposed controller are presented. By automating this rehabilitator, personalized movement to the needs of each patient can be offered, so that more natural.

Keywords: *Mechatronic design, virtual prototype, rehabilitation system, continuous passive motion.*

1. Introducción

Los seres humanos frecuentemente estamos en riesgo de sufrir incidentes traumáticos tanto en extremidades inferiores como superiores, los cuales ocasionan que las personas no puedan realizar actividades de la vida cotidiana. Cuando un músculo se deja de utilizar, se debilita, tiende a acortarse, resultando que las articulaciones se vuelvan rígidas, ocasionando que, sin el estímulo del movimiento o una terapia física, pierden buena parte de sus aptitudes. Con base en investigaciones realizadas se observó que la inmovilización de las articulaciones que han sido sometidas a una cirugía era dañina. Por el contrario, cuando se realizaba un movimiento intermitente se encontró que éste era benéfico, por lo que se comprobó que el movimiento continuo es más efectivo. Por otra parte, no se espera que un paciente pueda realizar un movimiento constante en una articulación dañada debido a la fatiga del músculo esquelético, por lo que también se concluyó que el movimiento al inicio debería ser pasivo.

Adicionalmente, este tipo de movimiento presentaba una ventaja, si era lo suficientemente lento, entonces podría aplicarse casi inmediatamente después de la cirugía (O'Discoll, 2000). Salter (1960) inventó el término de Movimiento Pasivo Continuo (MPC) a partir de investigaciones realizadas en pacientes que recibieron diferentes tratamientos ortopédicos, concluyendo que para evitar la degeneración en las uniones sugería no inmovilizarlas. Para la rehabilitación en lesiones de hombro se cuenta, generalmente, en los centros de rehabilitación con la clásica rueda de hombro, que es un sistema totalmente pasivo y que permite el movimiento de hombro y la escápula de rotación, ver figura 1. A continuación, se presenta una revisión del estado del arte sobre sistemas para la rehabilitación del hombro.

En (Park, 2017) y (Lee, 2017) proponen un mecanismo de alineación para convertir la dirección de rotación de tal manera que el paciente pueda implementar la rehabilitación del hombro en varias direcciones. Al cambiar la dirección relativa del actuador con respecto al usuario. El mecanismo puede proporcionar los siguientes movimientos: flexión/extensión, abducción/aducción, rotación interna/externa, abducción/aducción horizontal y levantamientos en diagonal. En (Jeong, 2016) desarrollaron un robot de gama baja para la rehabilitación integral del hombro que utiliza solo un actuador, el cual es alineado con el hombro para proporcionar diferentes movimientos de un solo grado de libertad. También, utilizan un video juego para motivar y comprometer al paciente en su proceso de rehabilitación.

Un exoesqueleto robótico para rehabilitación llamado NREX fue propuesto para ejercicios de la vida diaria y tratamiento de personas con hemiplejía o lesiones en la médula espinal (Song, 2017), para la rehabilitación principalmente del hombro-brazo. Cuenta con un mecanismo de inversión para que se ajuste al brazo derecho o izquierdo. El sistema exoesquelético cuenta con 7 grados de libertad (gdl) y uno para la muñeca de la mano. En (Babaiasl, 2013) presentaron otro exoesqueleto robótico de 3 gdl para la rehabilitación del hombro. Implementa un control de dinámica inversa para el seguimiento de trayectorias y rechazo de perturbaciones.

El exoesqueleto puede proporcionar los movimientos de flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa.

Otros sistemas que se han propuesto como brazos robóticos o exoesqueletos para rehabilitación de extremidades superiores, se encuentran: MIT-MANUS (Hogan, 1992), ShouldeRO (Dehez, 2011), MEDARM (Ball, 2007), entre otros. En (Niyetkaliyev, 2017) se presenta una revisión de aspectos del diseño y control de sistemas de rehabilitación para el hombro; resaltando la importancia de este tipo de sistemas en el trabajo repetitivo y arduo en la rehabilitación del hombro. Reporta en una tabla que la mayoría de los sistemas robóticos cuenta con más de 3 gdl.

Con base en los exoesqueletos robóticos propuestos para la rehabilitación del hombro, se puede concluir que son del tipo de cadena cinemática serial, resultando en sistemas que son muy complejos y por ende resultan con un costo muy elevado. Además, por ser de cadena abierta, algunos requieren de actuadores de potencia grande para compensar las fuerzas ocasionadas por el peso del mismo sistema y las incluidas por el peso del brazo del paciente.

Por otra parte, la rueda de hombros es un dispositivo mecánico totalmente pasivo utilizado en la mecanoterapia. Esta rueda es utilizada para ejercicios de rehabilitación del miembro superior en pacientes con lesiones de hombro, manguito rotador, bursitis, tendinitis y fracturas de húmero, que son los padecimientos más frecuentes que se tratan en Terapia Ocupacional, ver figura 1.

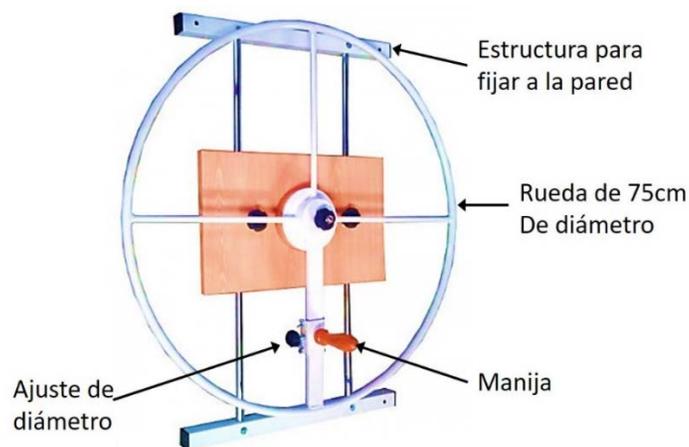


Figura 1 Rueda de hombro para rehabilitación de hombro.

En el mercado se encuentra disponible una Rueda de Hombro vertical/digital Cando, ver figura 2. Este sistema posee una resistencia magnética suave y silenciosa, en dónde el usuario puede realizar ejercicios para mejorar la fuerza muscular, favorecer los rangos de movimiento de miembros superiores, especialmente la flexión/extensión de hombro, y la circunducción glenohumeral. Construido con una base de acero, la longitud del brazo se ajusta desde 33 cm hasta 56 cm. También se puede ajustar la altura de la rueda mediante una perilla de fácil desbloqueo y posee una pantalla LCD con 5 funciones: timer, uso de calorías consumidas, entre otras.



Figura 2 Rueda de hombro vertical/digital Cando.

De la rueda de hombro, surge la idea de proponer un sistema mecatrónico para rehabilitación basado en una mesa XY. Con este sistema se pueden reproducir los movimientos de la rueda pasiva y se pueden programar otros tipos de movimientos más complejos; como ya se ha demostrado en un rehabilitador de tobillo (Santana, 2017). Además, en los centros de rehabilitación es común encontrar estas ruedas para rehabilitación, es decir, es práctica y funcional en la rehabilitación del hombro; por lo que este sistema mecatrónico que se propone resultaría como una rueda automatizada.

2. Métodos

La articulación del hombro se presenta como la más móvil del cuerpo. Posee tres gdl y se moviliza en los tres planos anatómicos. En el plano sagital y alrededor de un eje transversal, realiza el movimiento de flexión/extensión. En el plano frontal y alrededor de un eje anteroposterior, produce el movimiento de abducción/aducción. En el plano transverso y alrededor de un eje vertical, efectúa los movimientos de rotación interna/externa (Angulo, 2011), ver figura 3. En la tabla 1 se muestran los intervalos máximos que puede realizar para cada movimiento.

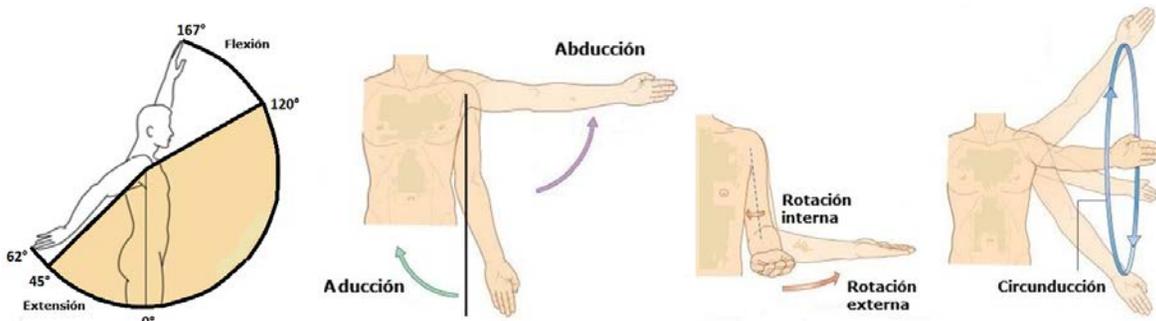


Figura 3 Movimientos del hombro.

Tabla 1 Valores máximos de los movimientos de la articulación del hombro.

Flexión hombro	180°
Extensión hombro	50°
Aducción hombro	48°
Abducción hombro	134°
Rotación interna	34°
Rotación externa	142°
Circunducción	360°

En la figura 4, se muestra un diagrama de cuerpo libre del rehabilitador de hombro basado en un sistema de mesa XY. Para el movimiento del eje X, se considera la masa m_1 que corresponde a la suma de la masa de la base móvil y toda la masa del sistema de guía lineal para el eje Y. En el eje Y se considera la masa m_2 correspondiente solo a la base móvil. También, se considera amortiguamiento viscoso, b_i ($i = 1, 2$), en ambas guías lineales. Las entradas de control son las

fuerzas F_x y F_y , las cuales son proporcionadas por un motorreductor de CD al mover la base de la guía lineal. También, se consideran perturbaciones constantes en ambos ejes X y Y (P_x y P_y), para aproximar la rigidez de la articulación del hombro o la fricción presente en el sistema. Se considera el peso de la masa m_2 debido a la gravedad en el eje vertical Y, denotado por W ($m_2 g$).

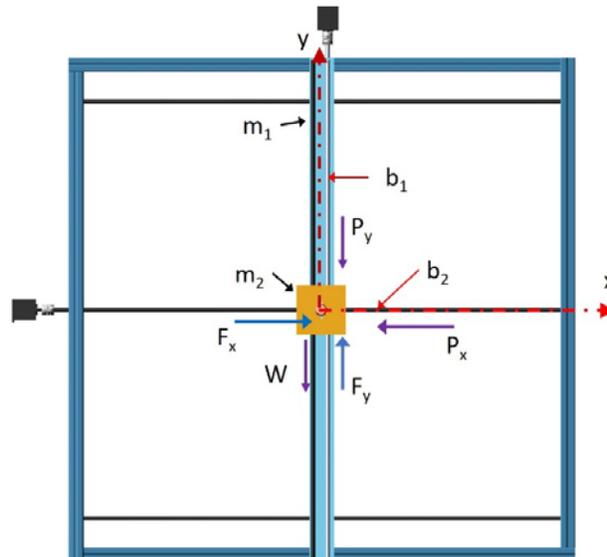


Figura 4 Diagrama de cuerpo libre del rehabilitador de hombro.

El modelo matemático que rige la dinámica para el rehabilitador de hombro basado en un sistema de mesa XY, puede ser obtenido al aplicar la segunda ley de Newton o el formulismo de Euler Lagrange, el cual está dado por las ecuaciones 1 y 2.

$$\ddot{x} + \frac{b_1}{m_1 + m_2} \dot{x} - \frac{F_x - P_1}{m_1 + m_2} = 0 \quad (1)$$

$$\ddot{y} + \frac{b_2}{m_2} \dot{y} - \frac{F_y - W - P_2}{m_2} = 0 \quad (2)$$

Se proponen los siguientes controladores tipo Proporcional Integral Derivativo (PID) (ecuaciones 3 y 4) con el objetivo de seguimiento de trayectorias deseadas, para ambos movimientos lineales en el eje X y Y.

$$F_x = \left[\ddot{x}_d - k_{dx}(\dot{x} - \dot{x}_d) - k_{px}(x - x_d) - k_{ix} \int (x - x_d) dx + \frac{b_1}{m_1 + m_2} \dot{x} \right] (m_1 + m_2) = 0 \quad (3)$$

$$F_y = \left[\ddot{y}_d - k_{dy}(\dot{y} - \dot{y}_d) - k_{py}(y - y_d) - k_{iy} \int (y - y_d) dt + \frac{b_2}{m_2} \dot{y} + \frac{W}{m_2} \right] m_2 = 0 \quad (4)$$

La dinámica en lazo cerrado con el controlador propuesto para el seguimiento de trayectorias, en donde el error está dado por $e_x = x - x_d$, $e_y = y - y_d$, está dado por las ecuaciones 5 y 6.

$$\ddot{e}_x + k_{dx}\ddot{e}_x + k_{px}\dot{e}_x + k_{ix}e_x = 0 \quad (5)$$

$$\ddot{e}_y + k_{dy}\ddot{e}_y + k_{py}\dot{e}_y + k_{iy}e_y = 0 \quad (6)$$

Los parámetros k_{dx} , k_{px} , k_{ix} , k_{dy} , k_{py} y k_{iy} , son seleccionados de manera que los polinomios característicos de ecuaciones 5 y 6, sean Hurwitz; para garantizar que la dinámica del error sea globalmente asintóticamente estable. Se iguala cada polinomio característico de ecuaciones 3 y 4 con 7.

$$(s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2)(s + p) = 0 \quad (7)$$

En este caso para el eje Y se seleccionaron $\zeta = 2$, $\omega_n = 10$, $p = 7$ y para el eje X $\zeta = 0.7$, $\omega_n = 6$, $p = 5$.

La trayectoria de posición deseada para los movimientos suaves para la rehabilitación del hombro, está dada por el polinomio de Bézier, ecuaciones 8.

$$x_d(t) = x_i + (x_f - x_i)\sigma(t, t_i, t_f)\mu_p^5$$

$$\sigma(t, t_i, t_f) = \gamma_1 - \gamma_2\mu_p + \gamma_3\mu_p^2 - \dots + \gamma_6\mu_p^5 \quad (8)$$

$$\mu_p = \frac{t - t_i}{t_f - t_i}$$

Donde x_i y x_f son las posiciones inicial y final deseadas, de manera que la base del rehabilitador inicie desde una posición inicial y vaya a una final con un cambio suave, tal como muestran ecuaciones 9.

$$x_d(t) = \begin{cases} 0 & 0 \leq t < t_i \\ \sigma(t, t_i, t_f) x_f & t_i \leq t < t_f \\ x_f & t > t_f \end{cases} \quad (9)$$

Los parámetros de la función polinomial (ecuación 8) son $\gamma_1 = 252$, $\gamma_2 = 1050$, $\gamma_3 = 1800$, $\gamma_4 = 1575$, $\gamma_5 = 700$ y $\gamma_6 = 126$.

Otra trayectoria de referencia deseada, que en este caso se considera que el rehabilitador realice un círculo, está dada por las ecuaciones 10.

$$x_d(t) = r \cos(\omega t), \quad y_d(t) = r \sin(\omega t), \quad x_d^2 + y_d^2 = r^2 \quad (10)$$

Donde r es el radio de la circunferencia y ω es la frecuencia circular del movimiento.

En la tabla 2 se muestran los parámetros obtenidos del prototipo virtual y utilizados en las simulaciones bajo el entorno de MSC Adams view.

Tabla 2 Parámetros de simulación.

$m_1 = 1.86 \text{ kg}$	Masa del eje X
$m_2 = 0.25 \text{ kg}$	Masa del eje Y
$B = 0.0 \text{ N.s/m}$	Coefficiente de amortiguamiento viscoso
$r = 0.2 \text{ m}$	Radio de circunferencia
$\omega = 1 \text{ rad/s}$	Frecuencia de trayectoria circular

3. Resultados

En esta sección se presentan los resultados de simulación utilizando el prototipo virtual del rehabilitador de hombro bajo el entorno de MSC Adams view. En un inicio de la rehabilitación se realizan movimientos continuos pasivos, es decir, el paciente no aplicará fuerza para hacer el movimiento. El movimiento lo hará el rehabilitador de hombro, para lo cual se sugiere sujetar mediante un guante la mano del paciente a la manija del rehabilitador, ver figura 5.

En la figura 6 se presentan los resultados de simulación del rehabilitador de hombro considerando una trayectoria de arco, el cual se obtiene al desplazar las dos guías lineales de manera simultánea, pero con diferente desplazamiento. En la figura 6 se observa que se tiene un movimiento suave definido por el polinomio

de Bezier (ecuación 8) de 0.2 m en la guía lineal del eje X y de 0.3 m en el eje Y. Se implementaron los dos controladores tipo PID (ecuación 3) y (ecuación 4) para obtener el movimiento de un arco, por lo que se realizaría una combinación de flexión con abducción al colocar el paciente de frente al rehabilitador.

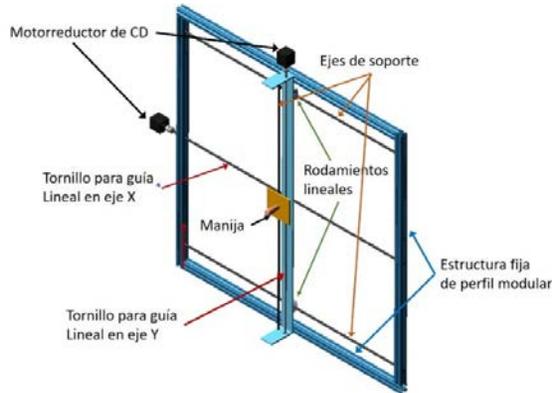


Figura 5 Prototipo virtual del rehabilitador de hombro.

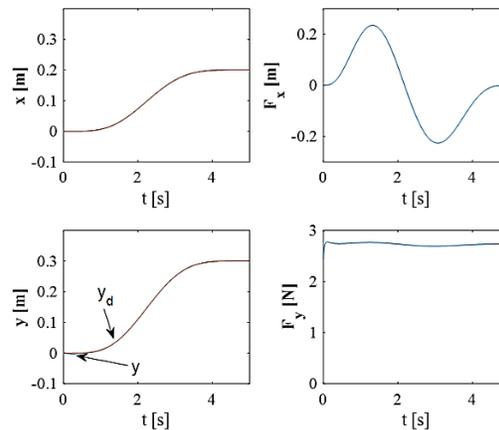


Figura 6 Respuesta del rehabilitador para movimiento combinado de flexión y abducción.

Se observa que se requiere un mayor esfuerzo de control en el eje Y para compensar el peso de m_2 debido a la gravedad. Cabe mencionar que se consideró el efecto de la gravedad como prueba de robustez para el controlador ante perturbaciones constantes. Sin embargo, en un prototipo real del rehabilitador el peso debido a la gravedad no representa la fuerza suficiente para vencer la fricción en el tornillo y la fuerza del reductor del motor. Pero, por otra parte, se tendrá la fuerza del peso del brazo del paciente.

En la figura 7 se muestra la respuesta del rehabilitador para proporcionar un movimiento de circunducción al colocar el paciente de lado al rehabilitador, ver figura 8. De manera similar a los resultados anteriores, al considerar el peso de la guía lineal en el eje Y ($W = m_2 g$), se requiere un mayor esfuerzo de control comparado al requerido en el eje X. El círculo correspondiente se muestra en la figura 8.

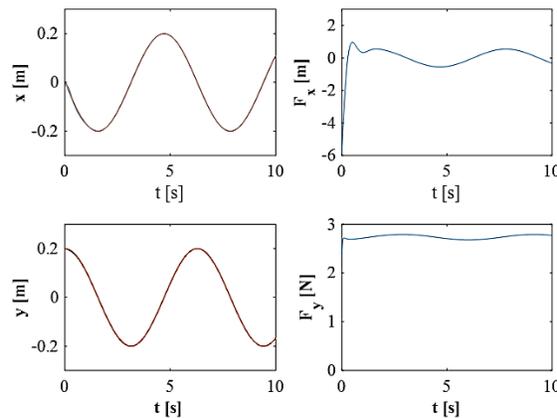


Figura 7 Respuesta del rehabilitador para proporcionar un movimiento de circunducción.

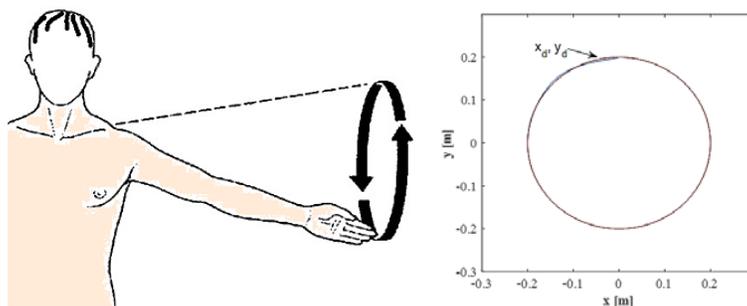


Figura 8 Respuesta del rehabilitador mostrando el círculo para el movimiento de circunducción de radio 0.2 m.

Para los resultados de simulación presentados en las figuras 9 y 10, se consideró la fuerza de fricción en ambas guías lineales. Los coeficientes estáticos y dinámicos se muestran en la tabla 3.

Se puede observar que se presenta un error en el seguimiento de la trayectoria deseada, principalmente en el eje X. Esto es debido a que se presenta una carga mayor en el desplazamiento del eje X, y por tanto, la fuerza de fricción es mayor.

Comparando con la respuesta de la figura 7, se observa que el esfuerzo de control se incrementa, también en el eje X principalmente, en congruencia para vencer la fricción que se presenta de mayor magnitud en este eje.

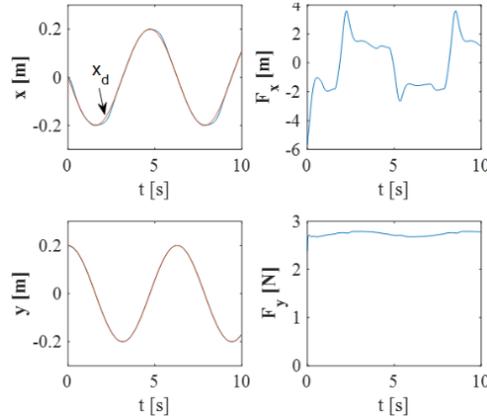


Figura 9 Respuesta del rehabilitador para proporcionar un movimiento de circunducción, considerando fricción en las guías lineales.

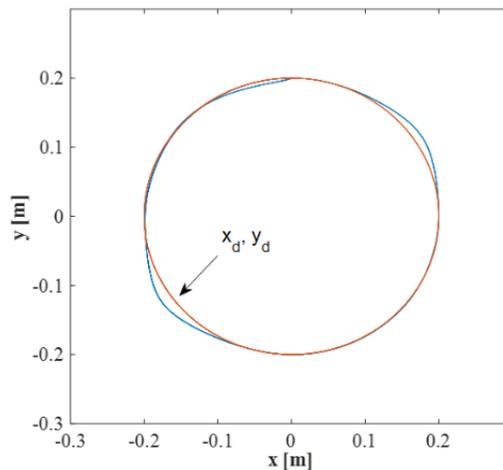


Figura 10 Respuesta del rehabilitador para proporcionar un movimiento de circunducción, considerando fricción en las guías lineales.

Tabla 3 Coeficientes de fricción en guías lineales.

$\mu_s = 0.2$	Coefficiente de fricción estático en las guías lineales
$\mu_k = 0.14$	Coefficiente de fricción dinámico en las guías lineales

Finalmente, después de validar el diseño y funcionalidad con el prototipo virtual, la siguiente etapa es construir el prototipo físico para implementar las estrategias de control y validar toda la teoría desarrollada.

4. Discusión

En la actualidad el uso de prototipos virtuales es esencial en el desarrollo de productos mecatrónicos (multidisciplinarios). La interacción entre el área mecánica y de control para lograr una sinergia en la funcionalidad se puede abordar de manera conjunta mediante la simulación con prototipos virtuales.

En este artículo se valida el diseño de un rehabilitador de hombro, basado en un sistema de mesa XY. Lo cual permitiría ofrecer movimientos pasivos continuos con las estrategias de control propuestas en este trabajo. Este sistema ofrece movimientos combinados en ambos ejes, X y Y, que, dependiendo de la posición del paciente ante el rehabilitador, pudiera ofrecer una gama amplia de movimientos personalizados, suaves y controlados. Estos movimientos serían los mismos que ofrece una rueda convencional para rehabilitación del hombro, con la ventaja de que este rehabilitador puede ofrecer rehabilitación desde un inicio. Es decir, proporcionar movimiento pasivo continuo.

Además, al tener un control dentro del área de trabajo en ambos ejes X y Y, se pueden programar trayectorias personalizadas para cada paciente sin tener que regular el sistema mecánico como se hace de manera tradicional en la rueda para rehabilitación de hombro. Con estas estrategias de control propuestas y con base en los resultados de simulación, se concluye que son adecuadas para que el rehabilitador de hombro proporcione movimientos pasivos continuos.

Además, el sistema mecatrónico de rehabilitación del hombro presenta diversas ventajas:

- Puede ser utilizado por pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular y que han perdido el movimiento en la mitad del cuerpo. Al sujetar la mano del paciente en el mango y utilizar el sistema como una máquina de movimiento pasivo continuo.
- Al ser un sistema de rehabilitación basado en una mesa XY, se pueden programar trayectorias personalizadas para cada paciente y que sean más naturales al movimiento de la persona.
- El sistema con un control de impedancias puede ser una máquina de movimiento activo continuo. De esta manera en una etapa avanzada de

rehabilitación se opondrá al movimiento del paciente para fortalecer los músculos afectados.

- Una ventaja de este rehabilitador, el cual está basado en un sistema de una mesa XY, es que se puede implementar el control numérico computarizado (CNC) para proporcionar movimientos suaves y precisos, como es utilizado en los centros de maquinado y fue implementado en un rehabilitador de tobillo (Santana, 2017). Además, la implementación de este tipo de control.

Como trabajo futuro se tiene la construcción del rehabilitador y probar las estrategias de control propuestas en este trabajo. Caracterizar los movimientos del hombro con diferentes pacientes para determinar un patrón con base en las longitudes de la extremidad superior. Además, también se implementará el CNC para proporcionar movimientos más complejos, así como diseñar e implementar un control de impedancias para que cumpla con la funcionalidad de la rueda de hombro convencional.

5. Bibliografía y Referencias

- [1] Angulo Carrere, M.T., Álvarez Méndez, A., Fuentes Peñaranda, Y., Biomecánica clínica. Biomecánica de la Extremidad Superior. Exploración del Hombro. Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología). Serie Biomecánica clínica. 3 (4): 104-123, 2011.
- [2] Ball, S. J.; Brown, I. E., Scott, S. H., MEDARM: a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex, 2007 IEEE/ASME international conference on advanced intelligent mechatronics, Zurich, pp. 1-6. 2007.
- [3] Dehez, B., Sapin, J., ShouldeRO, An alignment-free two-DOF rehabilitation robot for the shoulder complex, 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, pp. 1-8. 2011.
- [4] Hogan, N., Krebs, H. I., Charnnarong, J., Srikrishna, P., Sharon, A., MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I, Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Tokyo, Japan, pp. 161-165. 1992.

- [5] Lee, K., Park, J., Park, H., Compact design of a robotic device for shoulder rehabilitation, 2017 14th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), Jeju, pp. 679-682. 2017.
- [6] Niyetkaliyev, A. S., Hussain, S., Ghayesh, M. H., Alici, G., Review on Design and Control Aspects of Robotic Shoulder Rehabilitation Orthoses, in IEEE Transactions on Human-Machine Systems, vol. 47, no. 6, pp. 1134-1145, Dec. 2017.
- [7] O'Discoll S. W., Giori, N. J. Continuous Passive Motion (CPM): Theory and principles of applications. Journal of Rehabilitation Research and Development. Vol. 32(2). pp.179-188. 2000.
- [8] Park, J., Lee, K., Park, H., Development of low-end robot system for comprehensive shoulder rehabilitation, 2016 13th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), Xi'an, pp. 297-297. 2016.
- [9] Salter R. B., Field P. The effects of continuous compression on living articular cartilage. An experimental investigation, Journal of Bone and Joint Surgery; vol. 42(1). pp. 31-49. 1960.
- [10] Santana Camilo, J. A., Blanco-Ortega, A., Antúnez Leyva, E., Magadán Salazar, A., Gómez Becerra, F.A., Control numérico en una máquina de rehabilitación para tobillos. Pistas Educativas, No. 125, pp. 592-610. México. 2017.
- [11] Song W., Song, J., Improvement of upper extremity rehabilitation Robotic Exoskeleton, NREX, 2017 14th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), Jeju, pp. 580-582. 2017.
- [12] <http://fisiomed.cl/shop/rehabilitacion/rueda-de-hombro/>, fecha de último acceso: 05/09/2018.