

Diseño de un actuador híbrido para rehabilitación acuática

Belmonte-Cerdán, E.^{a,*}, García-Pérez, J.V.^a, Martínez-Pascual, D.^a, Blanco-Ivorra, A.^a, Álvarez-Pastor, J.^a, García-Aracil, N.^a

^aGrupo de investigación de Robótica e Inteligencia Artificial del Instituto de Bioingeniería, Universidad Miguel Hernández, Avda. de la Universidad, 03202, Elche, España.

To cite this article: Belmonte-Cerdán, E., García-Pérez, J.V., Martínez-Pascual, D., Blanco-Ivorra, A., Álvarez-Pastor, J., García-Aracil, N. 2023. Design of a hybrid actuator for aquatic rehabilitation. XLIV Jornadas de Automática, 512-516. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.512>

Resumen

Muchos trastornos motores pueden provocar discapacidades crónicas limitando la calidad de vida de quienes las padecen. La robótica de rehabilitación ha demostrado ser eficaz como complemento a la terapia convencional, aunque muchos de los individuos que sufren estas enfermedades a menudo son excluidos de este tipo de terapias. El proyecto SPLASH pretende investigar un nuevo paradigma de rehabilitación que combine la rehabilitación robótica y la terapia acuática, lo que ha llevado al desarrollo de actuadores híbridos acuáticos. El proyecto NOHA profundiza en el estudio de estos sistemas para elaborar una prueba de concepto. En este artículo se resume el proceso de diseño de un actuador híbrido acuático, particularizando su aplicación en un dispositivo robótico de miembro superior. En primer lugar, se plantean las ecuaciones que modelizan el comportamiento del sistema. A continuación, se establecen los requisitos de diseño, se presenta un diseño conceptual y se seleccionan los componentes a utilizar. Por último, se proponen líneas de trabajo futuro en el desarrollo de este dispositivo.

Palabras clave: Diseño analítico, Metodologías de diseño, Aplicación de principios mecatrónicos, Sistemas mecatrónicos, Modelado, Mecatrónica humana y de robots, Tecnología robótica

Design of a hybrid actuator for aquatic rehabilitation

Abstract

Many motor disorders can cause chronic disabilities that limit the quality of life of people who suffer from them. Rehabilitation robotics has proven to be effective in combination with conventional therapy, although many patients suffering from these conditions are often excluded from such therapies. The SPLASH project aims to investigate a new rehabilitation paradigm combining robotic rehabilitation and aquatic therapy, which has led to the development of new aquatic hybrid actuators. The NOHA project is further studying these systems to develop a proof of concept. This paper summarizes the design process of an aquatic hybrid actuator, with particular reference to its application in an upper-limb robotic device. First, the equations that model the behavior of the system are presented. Next, the design requirements are established, a conceptual design is presented and the components to be used are selected. Finally, lines of future work in the development of this device are proposed.

Keywords: Analytic design, Design methodologies, Application of mechatronic principles, Mechatronic systems, Modeling, Human and Robot Mechatronics, Robotics technology

1. Introducción

1.1. Robótica de rehabilitación acuática

Muchos trastornos motores, como el ictus, la lesión medular (LME) o la esclerosis múltiple, pueden provocar discapaci-

dades crónicas que limitan la autonomía y la calidad de vida de quienes que las padecen. Patologías como la espasticidad, el desarrollo de contracturas, la rigidez articular o el dolor crónico son frecuentes en las personas diagnosticadas con alguna de estas enfermedades (Thibaut et al., 2013), (Nas et al., 2015),

*Autor para correspondencia: e.belmonte@umh.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

(Rekand et al., 2012).

La robótica de rehabilitación ha demostrado ser eficaz como complemento a la terapia convencional, asistiendo el movimiento de los miembros afectados mediante sistemas robóticos (Miller et al., 2010). Sin embargo, los individuos que sufren espasticidad grave, dolor y contracturas articulares, a menudo son excluidos de este tipo de terapias debido a las dificultades para adaptar estos sistemas a cada caso particular, y a la imposibilidad de efectuar sesiones de la duración adecuada (Veerbeek et al., 2017). La terapia acuática presenta grandes ventajas, como la ingravidez o la descarga articular, y ha demostrado su eficacia en el tratamiento de varios trastornos (Kesiktas et al., 2004), (Roper et al., 2013).

En este contexto surgió el proyecto SPLASH, cuyo objetivo era investigar un nuevo paradigma de rehabilitación que combinara la rehabilitación robótica con las ventajas de la terapia acuática. Este proyecto incluía el desarrollo de actuadores y dispositivos robóticos que exploten las capacidades del medio acuático.

1.2. Actuación acuática híbrida

La premisa más importante a alcanzar en el diseño de este tipo de sistemas robóticos es hacerlos intrínsecamente seguros. Esto requiere aplicar medidas específicas como, por ejemplo, contar con una tensión de alimentación igual o inferior a 12V, incorporar mecanismos de parada de emergencia y de desconexión frente a un posible fallo de alimentación, limitar físicamente los rangos articulares, o reducir la rigidez de las transmisiones y la impedancia del dispositivo. En esta línea, se optó por investigar y desarrollar un nuevo tipo de actuador híbrido basado en el concepto de los macro-mini actuadores distribuidos (DM^2) (Shin et al., 2008). Este dispositivo combinaría la acción a reacción a través de unos ligeros propulsores de agua con la rápida respuesta de un motor eléctrico convencional.

Las válvulas y el resto de componentes encargados del control del caudal de agua expulsado a través de los propulsores se ubicarían en la base del dispositivo robótico para minimizar su impacto en la inercia del actuador a chorro. Por su parte, el motor eléctrico debería ser capaz de aportar un par suficiente como para compensar la lenta dinámica y las no linealidades de la propulsión a chorro, mejorando así la controlabilidad del sistema sin aumentar en exceso la inercia de todo el conjunto (Kim et al., 2017).

El proyecto NOHA pretende dar continuación a esta línea de investigación con vistas a desarrollar una prueba de concepto de los actuadores híbridos estudiados, ahondando en su sistema de control y mejorando algunos de los problemas que se observaron en transcurso del proyecto SPLASH. Como ejemplo, se pretende estudiar el uso de propulsores contrapuestos de forma simultánea para modificar la impedancia del sistema hidráulico en tiempo real.

2. Modelo teórico

El par aplicado por un motorreductor eléctrico puede calcularse mediante la siguiente expresión (DeWall et al., 1996):

$$\tau_e = k_i \cdot i \cdot N \cdot \eta \quad (1)$$

donde k_i es la constante de par del motor, i es la corriente aplicada, N es la relación de reducción y η es la eficiencia de la transmisión.

El par ejercido por un propulsor que expulsa un chorro de agua, situado a una cierta distancia del eje de giro de la articulación, viene dado por:

$$\tau_p = r_p \cdot F_p = r_p \cdot \rho_{H_2O} \cdot \frac{\dot{V}^2}{A_p} \quad (2)$$

donde r_p es la distancia del propulsor al eje de giro, F_p es la fuerza de reacción del propulsor, ρ_{H_2O} es la densidad del agua, \dot{V} es el caudal volumétrico de agua expulsado y A_p es el área de salida del chorro de agua.

Al sumergirse por completo, el eslabón accionado por el dispositivo está sometido a una fuerza de flotación que, aplicado en su centro de masas, genera un par de flotación τ_f dado por la ecuación 3, donde V_l es el volumen del eslabón, θ es el ángulo que forma con la vertical y r_{CM} es la distancia de su centro de masas con respecto al eje de giro.

$$\tau_f = V_l \cdot \rho_{H_2O} \cdot \sin \theta \cdot r_{CM} \quad (3)$$

El peso propio del eslabón también genera un par τ_w que debe ser tenido en cuenta, de acuerdo con la ecuación 4, donde m_l es la masa del eslabón.

$$\tau_w = m_l \cdot g \cdot \sin \theta \cdot r_{CM} \quad (4)$$

El giro del eslabón sumergido en el agua dará lugar a la aparición un par de arrastre τ_d que se opondrá a su movimiento de acuerdo con la siguiente expresión:

$$\tau_d = \int_A \frac{1}{2} \cdot C_d \cdot \rho_{H_2O} \cdot \omega^2 r^3 \cdot dA \quad (5)$$

donde A es el área del eslabón normal a la dirección del movimiento, C_d es un coeficiente de arrastre adimensional que depende de la forma de dicha sección, r es la distancia al eje de giro de cada diferencial de área, y ω es la velocidad angular de la articulación.

3. Dimensionamiento del actuador para su aplicación en un exoesqueleto de miembro superior

3.1. Requisitos

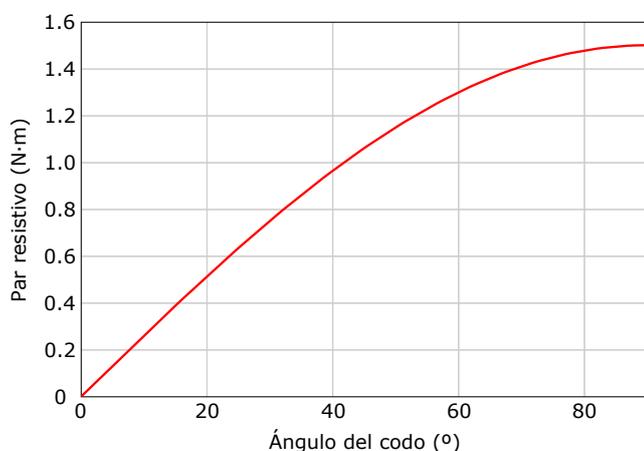


Figura 1: Suma total de los pares resistivos en función de la posición articular del antebrazo. $\theta = 0^\circ$ representa una extensión completa de brazo

En esta sección se pretende mostrar el proceso de dimensionamiento de los componentes del actuador, particularizando su aplicación en un exoesqueleto de miembro superior.

Partiendo de los trabajos de (Drillis et al., 1964) ha sido posible estimar la masa y volumen del antebrazo de un individuo varón de 1,70m de altura y 70kg de peso corporal. Estos datos han permitido calcular los pares debidos al peso propio y a la flotación que experimentaría el antebrazo sumergido en agua. Para el cálculo del coeficiente de arrastre, la mano se ha modelizado como un cuerpo aerodinámico ($C_d = 0,04$). Por su parte, el antebrazo ($C_d = 0,74$) se ha representado como un tronco de cono (McConville et al., 1980), y se ha calculado su asimilado de un cilindro (Blevins, 2000). Por último, para el cálculo del par de arrastre se ha establecido una velocidad angular objetivo de $90^\circ/s$.

La Figura 1 muestra la suma de todas estas contribuciones al efectuar un movimiento de extensión de codo, donde la posición $\theta = 0^\circ$ representa el brazo totalmente extendido. El par resistivo total máximo es de $1,50N \cdot m$.

3.2. Diseño conceptual

El dispositivo propuesto se compone de los subconjuntos que se muestran en la Figura 2. La parte superior consiste en un eslabón que lleva integrada una órtesis, encargada de mantener el dispositivo solidario al brazo. Este eslabón podría ir acoplado a una estructura para mantener estático el brazo del usuario, o bien podría acoplarse en algún otro dispositivo de tipo exoesqueleto. Por otro lado, el segundo subconjunto es el encargado de aplicar la actuación híbrida, y está compuesto por dos elementos: un pequeño motor eléctrico protegido por una carcasa estanca, que aportará la acción eléctrica al actuador, y un eslabón con un sistema de propulsores hidráulicos que proporcionarán la actuación a chorro, con una órtesis integrada para la sujeción del antebrazo.

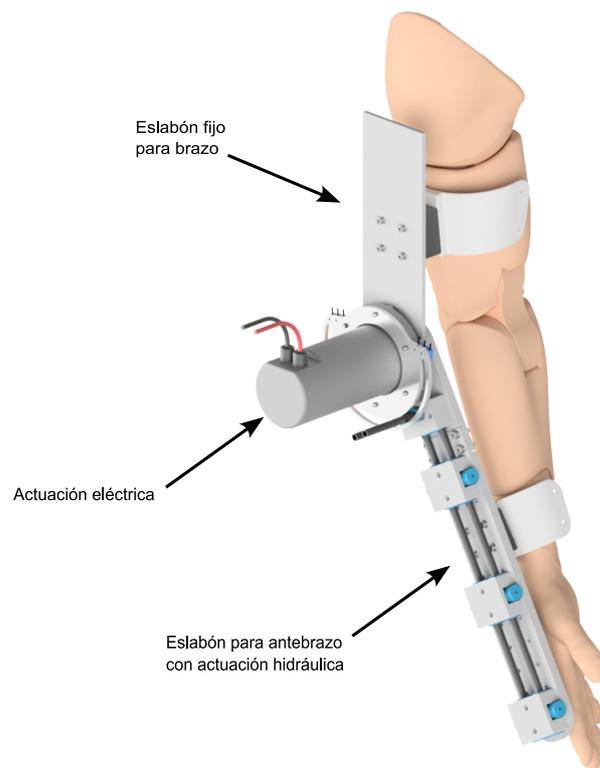


Figura 2: Modelo 3D del sistema de actuación híbrida propuesto acoplado al brazo de un usuario

La carcasa encargada de proteger el motor eléctrico está constituida por dos piezas impresas en resina, y cuenta con una junta tórica que impedirá la entrada de agua. Además, para reforzar y asegurar un buen apriete y sellado de la carcasa, se utilizará una brida metálica que actúa como tuerca, además de servir también como guía de los conductos hidráulicos que se acoplan al sistema.

El motor escogido cuenta con un encoder para medir la posición articular del actuador y se sostiene gracias a un soporte que hace las veces de distanciador. La unión entre el motor y el eje bridado se realiza a través de un acoplamiento rígido. Dicho eje se encuentra asentado mediante un rodamiento de bolas y un retén. La función de este elemento es la de sostener al eslabón que contiene los propulsores, así como transmitir el par eléctrico a todo el conjunto. La Figura 3 muestra una vista en sección del conjunto que contiene los elementos citados anteriormente.

El eslabón que aporta la acción hidráulica al actuador cuenta con 3 pares de propulsores contrapuestos con un diámetro de salida del chorro de 3mm, situados a 143,5mm, 268,5mm y 393,5mm del eje de giro de la articulación. Estos propulsores impulsarán el agua hacia un lado o hacia el otro, en función del sentido del movimiento que se busque. Además, se dispone de dos codos para la conexión de conductos acuáticos de diámetro interno 6mm.

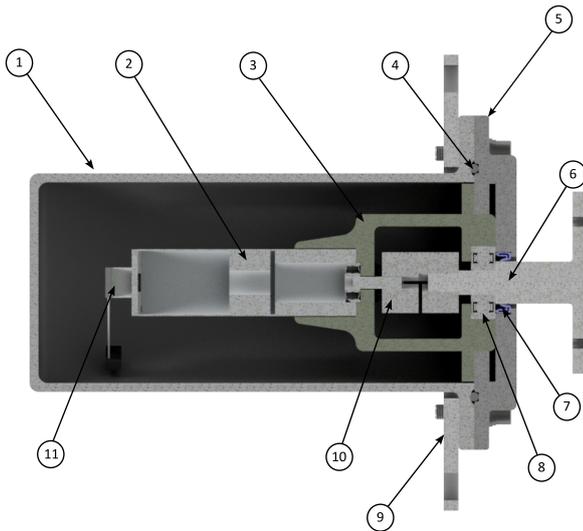


Figura 3: Sección del conjunto de actuación eléctrica. 1.Carcasa estanca, 2.Motor, 3.Distanciador, 4.Junta tórica, 5.Carcasa del eje bridado, 6.Eje bridado, 7.Retén, 8.Rodamiento de bolas, 9.Brida metálica, 10.Acoplamiento rígido, 11.Encoder

3.3. Selección de componentes

Para dimensionar el motor eléctrico se ha seguido la línea de lo propuesto en (Shin et al., 2008), de manera que se establece un par máximo no superior al 20 % del par debido al peso propio ($1,51N \cdot m$). El actuador eléctrico escogido para este prototipo es un motor sin escobillas Maxon EC Flat 60, capaz de proporcionar hasta $0,298N \cdot m$ sin necesidad de añadir un reductor, por lo que presenta una inercia de $8,35 \cdot 10^{-5}kg \cdot m^2$.

En cuanto a la acción hidráulica, considerando que todos los propulsores tienen el mismo diámetro de salida y que expulsan el mismo caudal de agua, puede calcularse la fuerza necesaria que necesita aplicar cada propulsor mediante 6, donde τ_r es el par resistivo total y r_{p_i} es la distancia del propulsor al eje de giro. Todo ello da un resultado para este estudio de $F_p = 1,86N$.

$$F_p = \frac{\tau_r}{r_{p_1} + r_{p_2} + r_{p_3}} \quad (6)$$

A partir de la expresión 7 es posible calcular el caudal necesario que tiene que expulsar un propulsor para generar esa fuerza, dando como resultado $1,15 \cdot 10^{-4}m^3/s$. En este estudio se ha seleccionado un grupo de presión integrado ESYBOX de la marca DAB Pumps para la actuación a chorro. Este modelo es capaz de entregar hasta $1,2 \cdot 10^{-1}m^3/s$ y trabajar a una presión de $8bar$, lo que supera ampliamente los requisitos de caudal calculados y las pérdidas de presión que puedan darse en el dispositivo.

$$\dot{V} = \sqrt{F_p \cdot \frac{A_p}{\rho_{H_2O}}} \quad (7)$$

4. Conclusión y líneas futuras

En este artículo se ha presentado una propuesta de actuador híbrido que combina la acción de la propulsión a chorro con un motor eléctrico convencional. A partir de un diseño preliminar

y de estudios de otros autores, se ha establecido unos requisitos y se ha seleccionado los componentes que compondrán el sistema.

Como trabajos futuros se plantea estudiar nuevas combinaciones de propulsores, así como modificar sus diámetros y posiciones. Posteriormente, será necesario estudiar y definir tests que permitan evaluar el desempeño del actuador de cara a posibles mejoras. También se pretende profundizar en los modos de control del sistema con el objetivo de permitir regular el porcentaje de asistencia que se desea proporcionar en base a las necesidades del usuario, incorporando, por ejemplo, sistemas que permitan detectar la intención del movimiento.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado gracias al Sistema Nacional de Garantía Juvenil (SNGJ) y el Fondo Social Europeo “El Fondo Social Europeo invierte en tu futuro” a través de la ayuda, EDGJID/2021/075, a la Universidad Miguel Hernández de Elche a través de la ayuda 2022/PER/00002 en el marco de las Ayudas a la contratación de Personal Investigador (RR 01872/2022), en el marco de las Ayudas a la Investigación (RR 01170/2022), al Ministerio de Universidades a través de la beca de Formación de Profesorado Universitario FPU20/05137, a la Agencia Valenciana de Innovación a través del proyecto INNEST/2021/29, y a la Conselleria de Innovación, Universidades, Ciencia y Sociedad digital, a través de la ayuda APOTI-P/2021/022.

Referencias

- Blevins, R., 2000. Applied Fluid Dynamics Handbook. Chapman & Hall.
URL: <https://books.google.es/books?id=yMutsWEACAAJ>
- DeWall, K. G., Watkins, J. C., Bramwell, D., 1996. Motor-operator gearbox efficiency 0 (0).
URL: <https://www.osti.gov/biblio/243495>
- Drillis, R., Contini, R., Bluestein, M., 1964. Body segment parameters. Artificial limbs 8 (1), 44–66.
- Kesiktas, N., Paker, N., Erdogan, N., Gülsen, G., Biçki, D., Yilmaz, H., 2004. The use of hydrotherapy for the management of spasticity. Neurorehabilitation and neural repair 18 (4), 268–273.
- Kim, N.-H., Kim, J.-M., Khatib, O., Shin, D., 2017. Design optimization of hybrid actuation combining macro-mini actuators. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing 18, 519–527.
- McConville, J. T., Clauser, C. E., Churchill, T. D., Cuzzi, J., Kaleps, I., 1980. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. Tech. rep., ANTHROPOLOGY RESEARCH PROJECT INC YELLOW SPRINGS OH.
- Miller, E. L., Murray, L., Richards, L., Zorowitz, R. D., Bakas, T., Clark, P., Billinger, S. A., 2010. Comprehensive overview of nursing and interdisciplinary rehabilitation care of the stroke patient: a scientific statement from the American Heart Association. Stroke 41 (10), 2402–2448.
- Nas, K., Yazmalar, L., Şah, V., Aydın, A., Öneş, K., 2015. Rehabilitation of spinal cord injuries. World journal of orthopedics 6 (1), 8.
- Rekand, T., Hagen, E. M., Grønning, M., 2012. Spasticity following spinal cord injury. Tidsskrift for Den norske legeforening.
- Roper, J. A., Bressel, E., Tillman, M. D., 2013. Acute aquatic treadmill exercise improves gait and pain in people with knee osteoarthritis. Archives of physical medicine and rehabilitation 94 (3), 419–425.
- Shin, D., Sardellitti, I., Khatib, O., 2008. A hybrid actuation approach for human-friendly robot design. In: 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation. pp. 1747–1752.
DOI: 10.1109/ROBOT.2008.4543453
- Thibaut, A., Chatelle, C., Ziegler, E., Bruno, M.-A., Laureys, S., Gosseries, O., 2013. Spasticity after stroke: physiology, assessment and treatment. Brain injury 27 (10), 1093–1105.

Veerbeek, J. M., Langbroek-Amersfoort, A. C., Van Wegen, E. E., Meskers, C. G., Kwakkel, G., 2017. Effects of robot-assisted therapy for the upper

limb after stroke: a systematic review and meta-analysis. *Neurorehabilitation and neural repair* 31 (2), 107–121.