

Jornadas de Automática

Diseño de terapias de rehabilitación mediante el control de motores brushless aplicado a exoesqueletos

Vaquero, A.^a, Garcia-Haro, J.M.^{a,*}, Simon, M.A.^a, Velasco-Fernandez, A-I.^a, Bernardos, E.^a

^aHigher Politechnic School, Universidad Francisco de Vitoria, Ctra. Pozuelo-Majadahonda Km 1,800, 28223 Pozuelo de Alarcón (Madrid), España.

To cite this article: Vaquero, A., Garcia-Haro, J.M., Simon, M.A., Velasco-Fernandez, A-I., Bernardos, E. 2024. Design of rehabilitation therapies using brushless motor control applied to exoskeletons. *Jornadas de Automática*, 45. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10886>

Resumen

El objeto del artículo es desarrollar diferentes sistemas de control en terapias de rehabilitación con órtesis para un miembro superior. Para ello, se han realizado diversos experimentos con los principales tipos de controles utilizados en la robótica de rehabilitación para mejorar la funcionalidad de la órtesis. Estos sistemas de control trabajan a partir del seguimiento de posición, velocidad y par del motor utilizado a bajo nivel, mientras se hace uso de los sensores de electromiografía para cerrar el bucle de control a alto nivel. En el proyecto se desarrollan los controles activo, pasivo y resistivo propios de los robots de rehabilitación.

Palabras clave: Control Motor, Robótica, Tecnología asistencial e Ingeniería de rehabilitación.

Design of rehabilitation therapies using brushless motor control applied to exoskeletons

Abstract

The aim of the article is to develop different type of control systems in rehabilitation therapies with orthoses for an upper limb. For this purpose, several experiments have been carried out with the main types of controls used in rehabilitation robotics to improve the functionality of the orthosis. These control systems work by monitoring the position, speed and torque of the motor used at a low level. while using electromyography sensors to close the control loop at a high level. In the project had been developed the active, passive and resistive controls of rehabilitation robots are developed.

Keywords: Motor Control, Robotics, Assistive Technology and Rehabilitation Engineering.

1. Introducción

La movilidad reducida supone un desafío para las personas que la padecen, siendo cada día mayor el número a las que les afecta. Las personas que padecen de enfermedades relacionadas notan una reducción de la calidad de su vida, debido principalmente al aumento de la dependencia que adoptan a otras personas y efectos adversos provocados por la medicación (WHO, 2023). La discapacidad de movimiento puede afectar de un miembro en particular o a varios en un mismo paciente. Asimismo, pueden afectar de forma temporal o permanente (Rodríguez Mutuberría et al., 2004).

Para poder ayudar a estas personas, diferentes sectores tec-

nológicos y de la salud están investigando en nuevas soluciones o terapias. Algunas de estas terapias en particular han sido desarrolladas para su posible aplicación sobre la rehabilitación de pacientes que sufran de espasticidad (Sartori, 2023). La espasticidad es una enfermedad que mayoritariamente se genera por daños en una parte del sistema nervioso central y periférico encargado de generar el movimiento (Griffith, 1990). Estos daños pueden ser provocados por una parálisis cerebral o una lesión que afecte a la zona nerviosa encargada del movimiento locomotriz del cuerpo (Vivancos-Matellano et al., 2007). Los síntomas que produce la espasticidad son rigidez y tensión muscular inusual debido al tono muscular. Además, los reflejos se vuelven mucho más sensibles (Krebs et al., 1998).

En las últimas décadas se está extendiendo el uso de terapias con robots de rehabilitación. Esto se debe a la efectividad que se traduce en mejoras en la calidad de vida y bienestar de la persona que está siendo tratada (Kwakkel et al., 2008).

Un ejemplo de robótica dedicada a la rehabilitación fisioterapéutica es Adamo Robot. Este robot tiene como base un brazo robot de Universal Robots (desarrolladora de robots colaborativos principalmente dedicados para funcionar de forma segura al lado de personas). Se trata de un robot que funciona a partir de alta presión de aire comprimido. El robot es capaz de palpar y detectar los puntos de dolor del paciente. Además, es posible mapear con una cámara, sensores de proximidad y termografía. Esto permite al profesional programar una terapia ajustada al afectado, siendo posible ajustar la presión, temperatura y tiempo en cada punto del tratamiento. Con este robot se ha demostrado una eficacia notable y permite reducir las sesiones que necesita el paciente (Guajardo-Fajardo, 2020).

2. Marco teórico

La robótica dentro del ámbito sanitario se desarrolla de tres formas distintas: médica, asistida y rehabilitación.

- **Robótica médica:** Los sistemas robóticos dedicados a la medicina están orientados principalmente a procesos de diagnóstico y cirugía (Calanca et al., 2016). Destinados a la predicción de posibles enfermedades en el caso de los equipos de diagnóstico y sanar en los equipos de cirugía. El sistema quirúrgico Da Vinci se utiliza como herramienta en intervenciones quirúrgicas por la capacidad de control que permite tener al especialista, además de eliminar el temblor humano y visión tridimensional de la operación en cuestión (Moran, 2006).
- **Robótica de asistencia:** Los robots empleados en la asistencia se desarrollan para cooperar con el paciente en su día a día. La finalidad de estos equipos se encuentra en que el paciente se desenvuelva en tareas del día a día o de seguimiento del estado de este (Masiero et al., 2007). Esto permite mejorar la calidad de vida del paciente en caso de padecer una discapacidad física (Calanca et al., 2016).
- **Robótica de rehabilitación:** Por último, los sistemas empleados para la ayuda en la rehabilitación son usados para la recuperación del paciente en dolencias físicas o el reemplazo de un miembro del paciente en la situación de que el paciente haya perdido un miembro (Qassim and Wan Hasan, 2020).

2.1. Tipos de robots de rehabilitación

Dentro de la robótica de rehabilitación se diferencian tres tipos principales de rehabilitación: Prótesis, órtesis y ayudas a la rehabilitación (Basteris et al., 2014).

- **Prótesis:** Las prótesis sustituyen de forma artificial un miembro natural del cuerpo. Estas tienen una finalidad estructural o funcional. Dentro de las prótesis se utilizan prótesis neuronales que permiten la lectura de la actividad nerviosa con el objetivo de replicar el movimiento y capacidades que tendría el paciente con un miembro natural.

- **Órtesis:** Las órtesis tienen un objetivo similar a las prótesis, teniendo como objetivo principal ser apoyo estructural y funcional pero siendo un añadido al miembro natural sin llegar a sustituirlo.
- **Ayudas a la rehabilitación:** Las ayudas a la rehabilitación se trata de dispositivos que no se recogen como prótesis u órtesis. Son máquinas totalmente externas al paciente y son capaces de asistir al movimiento del paciente y realizar ejercicios durante la terapia para retornar el tono muscular a su estado original y corregir errores durante el ejercicio.

2.2. Tipos de terapias en la robótica de rehabilitación

Los sistemas de control utilizados en la robótica de rehabilitación se pueden abordar de tres principales maneras: control activo, control asistido y control resistivo (Basteris et al., 2014).

- **Control activo:** es el sistema de control más básico de todos. Este permite realizar un seguimiento de los movimientos y capacidades del paciente para desarrollar una evaluación sobre su estado (Oña et al., 2019).
- **Control pasivo:** consiste en ejercer una fuerza proporcional a la fuerza que el usuario está haciendo durante el ejercicio.
- **Control resistivo :** consiste en ejercer una fuerza proporcional a la fuerza que el usuario está haciendo durante el ejercicio.

3. Implementación

Los sistemas de control que han sido objeto de pruebas en este artículo, se han desarrollado en base al controlador que viene implementado por defecto en el motor Cubemars AK10-9. Este motor ha sido utilizado por la velocidad y par motor que ofrece el motor por medio de un sencillo controlador a bajo nivel. El controlador del motor cuenta con un lazo de control de impedancia desarrollado por el propio fabricante. El controlador mencionado realiza el control por medio de un algoritmo denominado por el fabricante como *Field Oriented Control* (FOC).

Las variables que se han aplicado en los sistemas de control son las lecturas de posición, velocidad y par aportadas por el propio controlador del motor. El fabricante permite trabajar con dos modos de funcionamiento: *Servo Mode* y *MIT Mode*. El modo *Servo Mode* permite profundizar en un mayor ajuste interno del driver. Sin embargo, en una primera aproximación, y para los experimentos, se ha utilizado el *MIT Mode* que permite una parametrización e implementación más sencilla.

Como se puede ver en la figura 1, existen dos variables más a configurar: K_d y K_p . El valor K_p está relacionado con la amortiguación del sistema y el valor K_d se traduce como la rigidez con la que trabaja el motor.

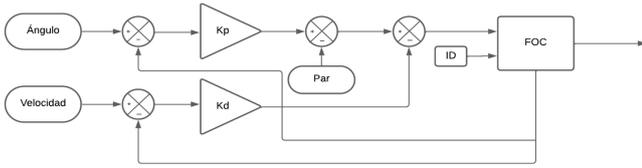


Figura 1: Esquema de funcionamiento del lazo de control integrado dentro del driver del motor AK10-9

El microcontrolador que se ha utilizado en los experimentos ha sido una Arduino UNO. El motor necesita de comunicación CAN y ha sido necesario utilizar el módulo MCP2515 de Arduino para la conexión e intercambio de información entre el microcontrolador y el motor. Además, se ha usado un módulo de sensores de electromiografía (EMG) AD8232 para hacer una lectura de los impulsos musculares durante los ejercicios. Todos los elementos utilizados y su conexionado está reflejado en la figura 2

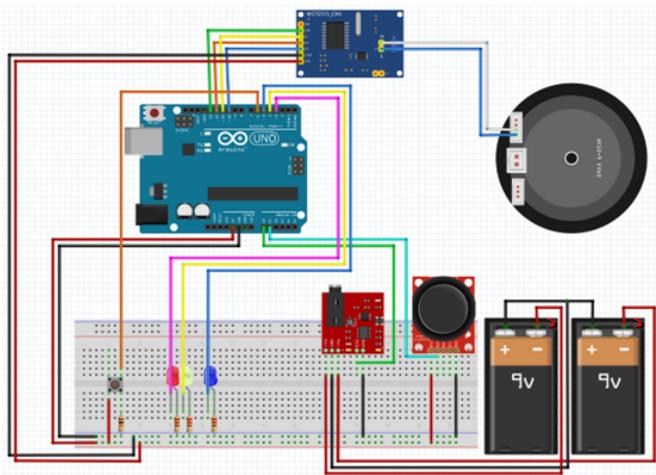


Figura 2: Esquema de conexiones entre Arduino, motor, sensor de electromiografía y módulo de comunicación

Dentro del modo de funcionamiento *MIT Mode* el motor es capaz de trabajar en los siguientes ciclos:

- **Ciclo de posición:** El ciclo de posición permite que el motor se mueva al ángulo deseado. Para poder funcionar en este modo es necesario definir un ángulo deseado, K_p y K_d .
- **Ciclo de velocidad:** El ciclo de velocidad mueve el motor a una velocidad deseada establecida por el usuario. Para trabajar en este ciclo se requiere definir la velocidad que se desea y K_d .
- **Ciclo de par motor:** Éste funciona ejerciendo un par motor continuo. Este ciclo requiere definir únicamente el par al que se quiere que trabaje el motor.

Para mejorar el seguimiento y evaluación del paciente a lo largo de la terapia se han añadido al sistema unos sensores de electromiografía (EMG). La electromiografía permite realizar un seguimiento de los impulsos eléctricos que llegan al músculo para su contracción (Reaz et al., 2006).

4. Experimentación y validación

La experimentación realizada se ha centrado principalmente en la aplicación sobre el miembro superior, concretamente el codo.

Antes de comenzar con la experimentación, se han requerido unas pruebas básicas para comprobar la correcta comunicación entre motor y Arduino. El motor necesita cargar una versión de *firmware* al controlador y requiere, además, de una calibración para asegurar la precisión y un correcto funcionamiento. En estas pruebas se descubre que la medida más precisa es la de posición, mientras que la de velocidad y par que recibimos del motor tiene ciertas oscilaciones que reducen la precisión de esta medida. Del mismo modo, ha sido necesario comprobar el funcionamiento de los sensores EMG para poder aplicar este posteriormente a los sistemas de control. Se han experimentado con las tres funciones que se aplican a la robótica de rehabilitación sobre la órtesis trabajada.

4.1. Función activa

La función activa, como se ha mencionado anteriormente, se centra en la recogida de datos para la evaluación de las capacidades actuales del paciente. Una vez realizada una correcta calibración del motor y un ajuste de la ganancia de los sensores EMG, ya se puede comenzar a recoger datos. Los sensores de electromiografía son tres. El primer sensor se coloca sobre el bíceps para realizar la medición de contracción del codo. El segundo sobre el tríceps que refleja el estiramiento del brazo. Por último, sobre el braquío radial como tercera señal auxiliar.

4.2. Función resistiva

La función resistiva ejerce una fuerza contraria al movimiento que realiza el paciente durante el movimiento. Lo que se decide en este punto es aplicar una función lineal proporcional. Esta función permite aplicar la fuerza a medida de que aumenta el error respecto a la posición inicial o deseada. La función lineal sería la siguiente.

$$Par_{Resis}(x) = K * Pos + Par_{Min} \quad (1)$$

En la ecuación 1 es una función que tiene como resultante el par resistivo que requiere ejercer el motor según la posición. Pos es la posición en la que se encuentra el rotor. El valor $Par_{mínimo}$ es el valor mínimo de par que necesita aplicar el motor para mover el rotor. Este valor es 0.8Nm para el motor que se ha utilizado para realizar las pruebas. La constante k es una constante para poder relacionar de forma proporcional un valor de posición con uno de par. Se calcula a partir de sustituir los valores máximos con los que se limita el sistema. Se representa en la ecuación 2.

$$k = \frac{Par_{Max} - Par_{Min}}{Pos_{Max}} \quad (2)$$

Estableciendo unos límites de funcionamiento

Tabla 1: Valores límite para los sistemas de control

	Par (Nm)	Posición (grados)
Valor Máximo	1.0	+180
Valor Mínimo	0.8	-180

Comprobando en el sistema obtenemos los resultados de la figura 3.

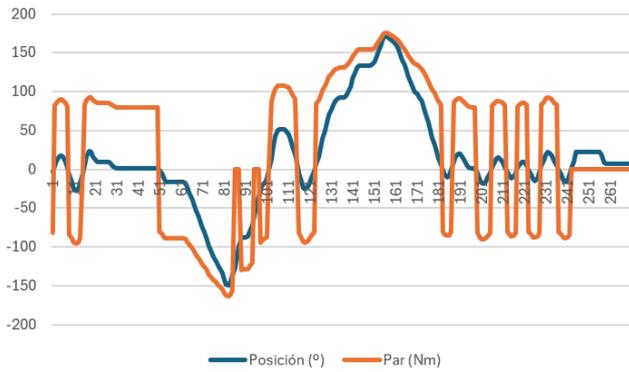


Figura 3: Gráfico del comportamiento del sistema de control resistivo básico con oscilaciones.

Como se observa en la figura 3 nos encontramos con oscilaciones no deseadas cerca de la posición inicial. Para evitar este tipo de oscilaciones se establecen tres tramos de funcionamiento, creando un tramo con ± 5 grados donde el motor permanece en reposo. Por lo tanto, los tres nuevos tramos se definen en las ecuaciones 3, 4 y 5.

$$\text{Si } 180 \geq Pos \geq 5 : Par_{Resis} = Pos * k + 0,8Nm \quad (3)$$

$$\text{Si } 5 \geq Pos \geq -5 : 0Nm \quad (4)$$

$$\text{Si } -5 \geq Pos \geq -180 : Par_{Resis} = Pos * k - 0,8Nm \quad (5)$$

Una forma más sencilla de eliminar esas oscilaciones indeseadas es transformar la función lineal a una función parabólica.

$$\text{Si } 0 < Pos : Par_{Resis} = (Pos * k)^2 + 0,8Nm \quad (6)$$

$$\text{Si } 0 = Pos : Par_{Resis} = 0Nm \quad (7)$$

$$\text{Si } 0 > Pos : Par_{Resis} = -(Pos * k)^2 - 0,8Nm \quad (8)$$

A continuación se representan los resultados del experimento en la figura 4.

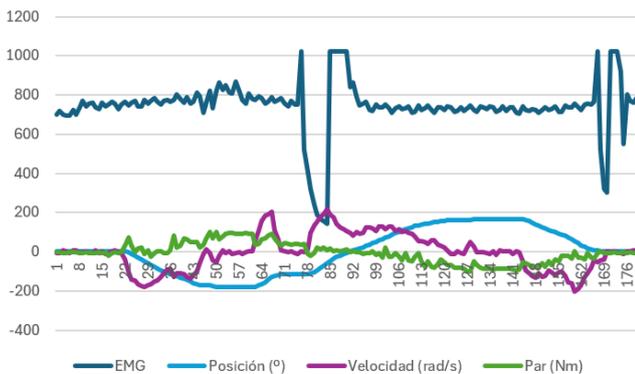


Figura 4: Gráfico del comportamiento del sistema de control resistivo con lectura de sensores EMG.

Como se puede observar en la figura 4, se observa un sistema con un comportamiento menos brusco y más progresivo comparado con el sistema proporcional.

4.3. Función pasiva

La función pasiva de la órtesis tiene como objetivo aplicar una fuerza mínima pero suficiente para ayudar al paciente a completar el movimiento. La solución que se ha desarrollado para cumplir esta función es aplicar el par mínimo del motor para que el motor se mueva pero que con la mínima fuerza en contra sea posible frenarlo. El fabricante establece el valor mínimo de par $\pm 0,8Nm$ para poder mover el rotor.

La dificultad a la hora de desarrollar una función asistida en la robótica de rehabilitación son las condiciones de entrada de cada tramo. Los sensores EMG van a ser un punto clave para poder realizar de forma precisa y de la forma más inmediata posible la entrada de estas condiciones. El problema se encuentra cuando esta lectura produce pequeñas fluctuaciones continuamente, por lo tanto, se establece un límite de funcionamiento para diferenciar una fluctuación en la lectura del esfuerzo que produce el paciente.

En este caso, se han aplicado, como en los casos anteriores, tres tramos de funcionamiento. En primer lugar, se ha establecido un primer tramo positivo. Este tramo aplica el par mínimo cuando se cumple que la lectura de los sensores EMG es mayor al límite establecido anteriormente y el motor nota una variación respecto a la posición actual. Se utiliza la posición en vez de la velocidad debido a que esta lectura es más precisa como se ha mencionado anteriormente.

En el segundo tramo se encuentran los valores negativos de funcionamiento. En este tramo se entiende que el músculo que ha trabajado en el primer tramo se relaja y se obtiene una medida inferior al límite de funcionamiento de los EMG. De la misma forma, el motor deberá percibir un cambio negativo de la posición para entrar en funcionamiento en este tramo.

Por último, el tramo de reposo que entra en funcionamiento siempre que los dos tramos anteriores no entren en funcionamiento. La idea es que cuando el motor no perciba una variación en la posición y se consiga una medida de par menor a $0,8Nm$, este deje de aplicar par y establezca el ángulo actual como nuevo ángulo inicial.



Figura 5: Gráfico del comportamiento del sistema de control asistido con lectura de sensores EMG.

En la figura 5 se observa como la posición tiene menor variaciones a bajo nivel mientras que en el par y mayormente en la velocidad se notan muchas variaciones de baja magnitud pero perceptibles. Igualmente se percibe bien en el punto 41, como al superar el límite de la lectura EMG y notar una variación en la posición, el driver del motor actúa a favor del

movimiento. En el punto 91, el driver de control del motor percibe una variación en la posición y el motor actúa a favor del movimiento hasta que la velocidad cae a 0 en el punto 141. Del 161 al 191 se observa perfectamente tres movimientos que realiza el paciente cuando supera la lectura de los EMG y se detecta la variación de posición.

5. Conclusiones

El proyecto se ha centrado en el desarrollo de un algoritmo para su uso en controladores de motores de continua sin escobillas para su aplicación en órtesis robóticas orientadas a su uso en terapias de rehabilitación.

Se ha establecido como objetivo principal que la órtesis pueda funcionar con las tres formas de control básicas de los robots de rehabilitación, es decir, función activa, función resistiva y función pasiva.

En primer lugar, se ha aplicado el *firmware* y calibración tanto del motor como de los sensores EMG. Esto nos permite obtener unas mediciones lo más precisas posibles para poder realizar una evaluación del paciente a partir de las lecturas que nos ofrece el motor y los sensores EMG, cumpliendo así la función activa. La función activa se puede cumplir dentro de la función asistida y resistiva.

Posteriormente, para el desarrollo de una función resistiva se ha establecido una serie de funciones para establecer una relación entre la posición del rotor y el par que tiene que aplicar el motor. Tras el proceso de experimentación se ha concluido que una función parabólica permite un mayor rango de funcionamiento y mucho más suave y progresivo respecto a una función lineal, que requiere de un tramo intermedio para no generar oscilaciones, actuando así, como un sistema mucho más brusco. Para realizar seguimiento durante la terapia se cumple la función activa y se imprimen las lecturas obtenidas con los distintos sensores.

Por último, se ha hecho uso de los sensores EMG y las señales obtenidas a partir del controlador del motor para delimitar el comportamiento del sistema en la función asistida. Es decir, el sistema actúa a partir de las lecturas obtenidas con los sensores EMG y la posición del rotor. El motor ayuda al movimiento del paciente cuando se detecta que el paciente ejerce un esfuerzo para realizar el ejercicio y se detecta una variación de posición. Como se ha establecido un valor de par mínimo para realizar la asistencia el paciente con el mínimo esfuerzo, es capaz de frenar el movimiento de generado por el motor.

Agradecimientos

The research leading to these results has received funding from the project ‘OpenMaas: Open Manufacturing as a Service’, funded by the University Francisco de Vitoria.

Referencias

- Basteris, A., Nijenhuis, S. M., Stienen, A. H., Buurke, J. H., Prange, G. B., Amirabdollahian, F., 7 2014. Training modalities in robot-mediated upper limb rehabilitation in stroke: a framework for classification based on a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014 11:1 11, 1–15.
DOI: 10.1186/1743-0003-11-111
- Calanca, A., Muradore, R., Fiorini, P., 4 2016. A review of algorithms for compliant control of stiff and fixed-compliance robots. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 21, 613–624.
DOI: 10.1109/TMECH.2015.2465849
- Griffith, E., 1990. Hypertonicity and movement disorders. *Rehabilitation of the adult and child with traumatic brain injury*.
- Guajardo-Fajardo, C. J., 2020. Robot para rehabilitación: “el robot adamo emula la presión del fisioterapeuta”.
- Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., Volpe, B. T., 1998. Robot-aided neuro-rehabilitation. *IEEE transactions on rehabilitation engineering* 6 (1), 75–87.
DOI: 10.1109/86.662623
- Kwakkel, G., Kollen, B. J., Krebs, H. I., 3 2008. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A systematic review. *Neuro-rehabilitation and Neural Repair* 22, 111–121.
DOI: 10.1177/1545968307305457
- Masiero, S., Celia, A., Rosati, G., Armani, M., 2 2007. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88, 142–149.
DOI: 10.1016/j.apmr.2006.10.032
- Moran, M. E., 2006. The da vinci robot.
- Oña, E. D., Garcia-Haro, J. M., Jardón, A., Balaguer, C., 6 2019. Robotics in health care: Perspectives of robot-aided interventions in clinical practice for rehabilitation of upper limbs. *Applied Sciences* 2019, Vol. 9, Page 2586 9, 2586.
DOI: 10.3390/APP9132586
- Qassim, H. M., Wan Hasan, W., 2020. A review on upper limb rehabilitation robots. *Applied Sciences* 10 (19), 6976.
DOI: 10.3390/APP10196976
- Reaz, M. B., Hussain, M. S., Mohd-Yasin, F., 3 2006. Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* 8, 11.
DOI: 10.1251/BP0115
- Rodríguez Mutuberría, L., Serra Valdés, Y., Pérez Parra, S., Palmero Camejo, R., 2004. La espasticidad como secuela de la enfermedad cerebrovascular. *Revista cubana de medicina* 43 (2-3), 0–0.
- Sartori, M., 2023. Advancing wearable robotics for shaping the human musculoskeletal system [young professionals]. *IEEE Robotics Automation Magazine* 30 (3), 164–165.
DOI: 10.1109/MRA.2023.3293338
- Vivancos-Matellano, F., Pascual-Pascual, S., Nardi-Villardaga, J., Miquel-Rodríguez, F., de Miguel-León, I., Martínez-Garre, M., Martínez-Caballero, I., Lanzas-Melendo, G., Garreta-Figuera, R., García-Ruiz, P., et al., 2007. Guía del tratamiento integral de la espasticidad. *Rev Neurol* 45 (6), 365–375.
- WHO, 3 2023. Disability and health.