

# Diseño de un sistema articular con servo-adaptación dinámica para aplicaciones ortésicas.

L.E. Amigo Vázquez<sup>1</sup>, A. Casals Gelpí<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut de Bioenginyeria de Catalunya. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona, España.

luis.amigo@upc.edu, acasals@ibecbarcelona.eu

## Resumen

*Al tratar de emular el comportamiento del miembro superior, los exoesqueletos robotizados se ven enfrentados a la complejidad cinemática de las articulaciones, las cuales muchas veces poseen un movimiento de rototraslación más que de rotación pura, lo que ocasiona que el centro instantáneo de rotación varíe de ubicación durante el movimiento. En este artículo se propone un sistema articular de 3 Grados de Libertad (GdL) actuados que emule el comportamiento de una articulación humana y minimice el desalineamiento que se produce entre la ortesis y el brazo.*

## 1. Introducción

La utilización de dispositivos robóticos en terapias de rehabilitación ha experimentado un importante crecimiento debido a las investigaciones desarrolladas en el campo de la robótica aplicada a la medicina. Sin embargo, mientras avanzan las investigaciones, nuevos desafíos emergen al tratar de reproducir los movimientos de las extremidades superiores e inferiores [1].

Uno de estos desafíos es el diseño de articulaciones mecánicas que cinemáticamente se comporten como su homologas biológicas. En este aspecto y enfocándonos en las articulaciones de la extremidad superior, diversos estudios han demostrado que la posición de sus centros de rotación varían de acuerdo al tipo de movimiento y la carga aplicada [2][3][4]. Además, la mayoría de los exoesqueletos diseñados poseen articulaciones mecánicas que no garantizan un correcto alineamiento entre ejes lo que en conjunto ocasionan un desalineamiento entre las articulaciones mecánicas y robóticas, que puede acelerar el proceso de fatiga muscular, malestar, dolor e incluso un rechazo de la terapia por parte del paciente. Desde el punto de vista robótico se producen errores de posición que afectan el sistema de control.

Este artículo propone un sistema articular de 3 Grados de Libertad que emula la cinemática del codo. El diseño permite una servoadaptación dinámica que compensa un mal ajuste entre el brazo y el exoesqueleto durante el movimiento. Además se presenta un diseño mecánico conceptual que permitiría visualizar su aplicabilidad.

## 2. Exoesqueletos robotizados del miembro superior: retos de diseño

Se ha dedicado un notable esfuerzo en desarrollar exoesqueletos robotizados para terapias de rehabilitación

[1], los cuales buscan reproducir fielmente el comportamiento cinemático y dinámico del miembro superior.

En este sentido, y enfocándonos en la articulación del codo, el modelo tipo bisagra es el más utilizado para el movimiento de flexoextensión, cuyo diseño permite optimizar el peso, potencia, sensorización y control al requerir únicamente un actuador para su accionamiento. Sin embargo presenta serias limitaciones.

El principal problema yace en el hecho que el centro de rotación del codo varía durante el movimiento, por lo que cualquier rotación del exoesqueleto lejos de este centro ocasiona una transmisión inadecuada de fuerzas hacia el brazo que puede afectar la terapia.

Un segundo problema es debido a la variabilidad de las medidas antropomórficas entre diferentes individuos, lo que condiciona el hecho que el diseño de los exoesqueletos contemple un ajuste que permita adaptarse a las diferentes medidas del brazo y antebrazo, y de esta forma regular el centro de rotación del codo.

Diversos estudios en cadáveres sin patologías han determinado que durante la flexoextensión del codo, el eje del centro de rotación se ubica en el centro de la tróclea y varía dentro de un área de 2 a 3mm de diámetro. Sin embargo, en articulaciones con patologías estos valores pueden alcanzar varios centímetros. Se ha comprobado además que esta variación es función del movimiento del codo, y del tipo y magnitud de la carga [16][17].

Estos problemas cobran importancia en la terapia de rehabilitación, especialmente en la fase donde se desarrollan movimientos pasivos que buscan que el paciente obtenga conciencia del sentido de movimiento, a través de movimientos activos, sin resistencia (el objetivo es reeducar la movilidad de las articulaciones), ya que es donde el paciente sufre más dolor y los músculos se pueden fatigar más rápidamente.

Los exoesqueletos desarrollados hasta el momento han resuelto de forma parcial estos problemas. Así, los dispositivos descritos en [5][6][7][8][9][10][11][12][13] tienen una estructura que se ajusta a un lado de la extremidad superior, tratando de hacer coincidir sus ejes de rotación con los del codo.

En otros sistemas se han tratado de resolver estos problemas añadiendo más GdL a la articulación del codo,

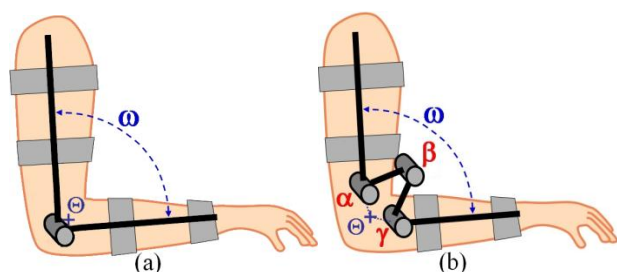
con el fin de compensar a través de la redundancia el desalineamiento entre ejes. En esta línea, el exoesqueleto WREX [14] incorpora dos GdL pasivos al codo en diferentes planos. Lo mismo desarrolla el ESA [15], el que añade también dos GdL a la flexoextensión del codo. Estas mejoras permiten compensar en parte, mas no eliminar el desalineamiento y por ende, la transferencia de fuerzas generadas por la ortesis al brazo.

Todos estos exoesqueletos son ajustables en tamaño, lo que implica la necesidad de tomar medidas antropométricas de cada paciente y ajustar el exoesqueleto en cada sesión de terapia, lo que a menudo constituye un proceso complicado y que consume demasiado tiempo. Sin embargo, el hecho de ser regulable no es garantía de una correcta alineación entre el brazo y la ortesis, debido a que los ajustes son a paso fijo y ambos centros de rotación no coincidirán exactamente.

Por lo tanto, el reto es encontrar adaptaciones mecánicas que satisfagan los requisitos biomecánicos del codo. Es decir, el diseño de una articulación concebida para compensar los desalineamientos del brazo y ortesis. Esta articulación también debe permitir que la ortesis pueda adaptarse a cada usuario con facilidad y precisión. Para hacer frente a estos requisitos, se propone un sistema articular de tres GdL con servoadaptación dinámica. El control adecuado de los tres actuadores provee de un centro de rotación variable, el cual tiene dos objetivos: adaptarse a las diferentes medidas antropométricas del brazo y compensar la migración del CIR producido por el movimiento angular de la articulación.

### 3. Servoadaptación dinámica del codo

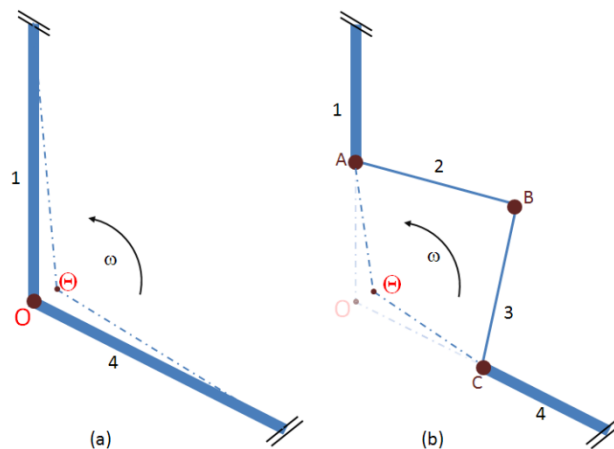
La representación cinemática de la estructura del codo para la mayoría de los exoesqueletos vistos anteriormente se muestra en la Figura 1a, en la cual se puede observar el desalineamiento del modelo tipo bisagra con el CIR  $\Theta$ , mientras que el sistema articular propuesto permite, gracias a sus 3 GdL, compensar y ajustar las variaciones que pueda tener  $\Theta$  (Figura 1b). Gracias a la disponibilidad de tres GdL se puede controlar la rotación de la articulación, y compensar el desplazamiento que se produce en el plano de la rotación. En conjunto, los tres se mueven para producir el ángulo de flexoextensión  $\omega$  deseado.



**Figura 1.** Cadena cinemática del codo. (a) Tipo bisagra  
(b) Sistema articular propuesto

Los exoesqueletos descritos se pueden reducir a un modelo con una articulación (encargada de la flexoextensión), y dos eslabones 1-4, que representan la estructura que se sujeta al brazo y al antebrazo

respectivamente del paciente (Figura 2a), mientras que el modelo empleado para resolver la cinemática del sistema articular consta de tres articulaciones A-B-C y dos eslabones adicionales 2-3 que permiten rotar los eslabones 1-4 respecto al centro de rotación  $\Theta$  variable (Figura 2b).



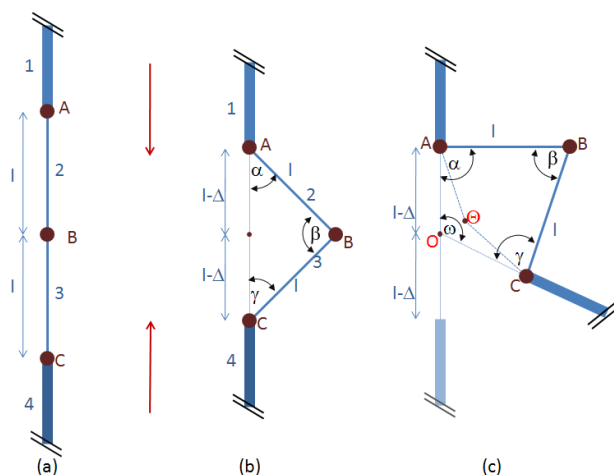
**Figura 2.** Modelo simplificado del codo: (a) tipo bisagra  
(b) sistema articular

Como se mencionó, anteriormente, el sistema articular cumple con dos objetivos:

1. Ajustar el exoesqueleto a las medidas antropométricas del paciente al inicio de la terapia y mantenerlas durante el movimiento.
2. Alinearse con el centro de rotación del codo ante cualquier variación de la posición de éste.

#### 3.1. Adaptación antropométrica

Sea la cadena cinemática de 4 eslabones (1-2-3-4) y 3 articulaciones (A, B, C), mencionada anteriormente y mostrada en la Figura 3a. Con el fin de simplificar los cálculos, 1 se considera constante e igual para los eslabones 2 y 3 proporcionando una configuración geométrica del sistema.



**Figura 3.** Sistema articular (a) en su máxima extensión  
(b) adaptación antropométrica (c) adaptación dinámica

Para cada paciente la cadena debe ajustarse y hacer coincidir los centros de rotación. Este ajuste se lleva a cabo a partir de una posición inicial, que para este caso se

considera con el sistema articular completamente extendido, y reduciendo su longitud en un valor  $2\Delta$  hasta hacer coincidir los ejes de rotación (Figura 3b). En este punto el exoesqueleto está capacitado para poder efectuar los movimientos de flexoextensión necesarios para la terapia manteniendo eso sí, la configuración inicial durante el movimiento.

### 3.2. Adaptación dinámica

Una vez efectuada la adaptación antropométrica, el conjunto articular debe mantener este ajuste durante el movimiento y a su vez adaptarse a las posibles migraciones del centro de rotación del codo, así como compensar cualquier desalineamiento que se produzca por el exoesqueleto durante el movimiento.

A partir de los parámetros  $\mathbf{I}$ ,  $\Delta$ , de la ubicación del CIR  $\Theta(x,y)$  y para cada ángulo de flexoextensión  $\omega$ , es necesario encontrar una matriz de transformación  $\mathbf{H}_1$  con el fin de obtener los ángulos de posición deseados  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  que representan finalmente el movimiento de los tres actuadores:



Sin embargo, debido a la complejidad del operador  $\mathbf{H}_1$  que limita las posibilidades de un seguimiento en tiempo real del CIR, es necesario buscar nuevas estrategias que mejoren la eficiencia y el tiempo del ciclo de cálculo. Así, se plantea la utilización del operador  $\mathbf{H}_2$ , el cual incrementa o decrementa  $\alpha$  hasta que se obtenga la flexoextensión deseada  $\omega$ . Esta nueva matriz de transformación  $\mathbf{H}_2$  puede operar en tiempo real y relaciona las variables tal como se indica:



Puesto que la variación del CIR depende de la carga y el movimiento y además es característico de cada paciente, no es posible utilizar tablas *look-up* que facilitarían el cálculo, por lo que es necesario encontrar las expresiones matemáticas para  $\omega$ ,  $\beta$  y  $\gamma$ , las cuales fueron calculadas a partir de un razonamiento y estudio cinemático del sistema articular [28].

Se modeló el sistema articular para diferentes ubicaciones del CIR obteniéndose una adaptación dinámica que compensa cualquier desalineamiento que se produzca entre la ortesis y el codo. En la Figura 4, se muestra como el sistema responde para cuatro ubicaciones distintas del CIR  $\Theta$  durante un movimiento de flexoextensión y las diferentes posiciones que asumen los actuadores  $\mathbf{A}$ ,  $\mathbf{B}$  y  $\mathbf{C}$  para mantener la rotación de la cadena articular en torno a  $\Theta$ .

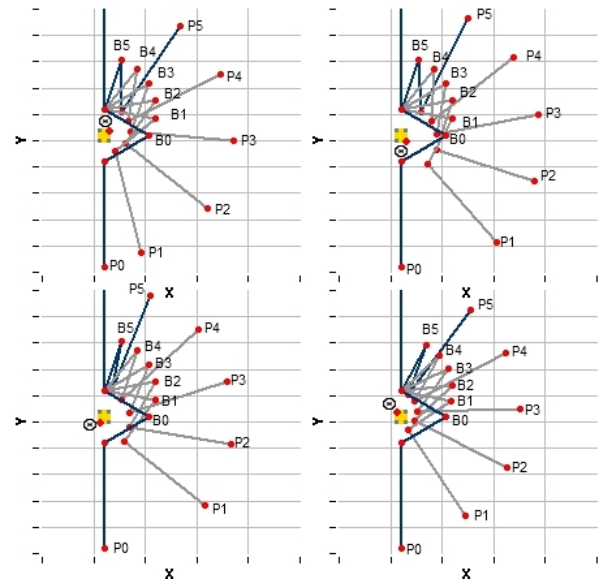


Figura 4. Adaptación del sistema durante el movimiento.

## 4. Diseño mecánico

Con el fin de probar la factibilidad del sistema articular propuesto, se ha estudiado también un diseño conceptual mecánico para la articulación del codo es propuesto. El sistema articular consiste en tres actuadores ubicados en el brazo y antebrazo del exoesqueleto, los cuales actúan sobre los movimientos de las articulaciones  $\mathbf{A}$ ,  $\mathbf{B}$  y  $\mathbf{C}$  a través de un sistema de transmisión por poleas y cables. El diseño se muestra en la Figura 5a y presenta una implementación compacta que no interfiere con la movilidad del paciente.

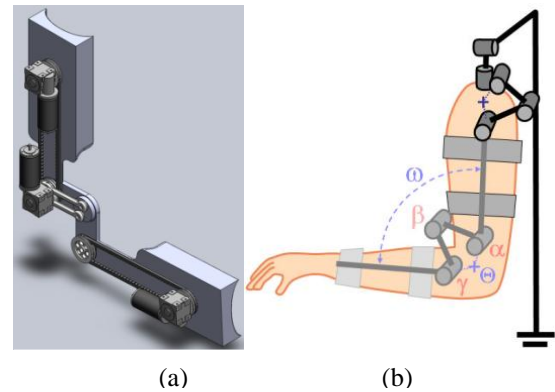


Figura 5.(a)Diseño mecánico (b)Sistema articular del hombro.

El sistema puede implementarse en una articulación más compleja como el hombro, sin embargo ésta necesita dos GdL adicionales. La Fig. 5b muestra la cadena cinemática del hombro con el sistema articular diseñado para la flexoextensión más dos rotaciones para los movimientos de abducción-aducción y rotación interna-externa.

## 5. Conclusiones

La complejidad de las articulaciones biológicas obliga a pensar en diseños mecánicos que contemplen su variabilidad de movimientos a la hora de utilizar exoesqueletos robotizados para el miembro superior, con el fin de mejorar la recuperación del paciente durante las terapias de rehabilitación. Al tener en cuenta esta

complejidad, el resultado es el desarrollo de un sistema articular que permite adaptarse a las medidas del paciente y se ajuste durante el movimiento compensando cualquier desalineamiento entre éste y el exoesqueleto que impidan la normal ejecución de la terapia.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido bajo el apoyo de AAC10, CIDEM/COPCA de la Generalitat de Catalunya, complementado con la fundación FEDER bajo el proyecto Neurorehabilitació 3e+d.

## Referencias

- [1] Amigo LE, Casals A. Exoesqueletos de miembro superior: necesidades de usuario y soluciones tecnológicas. *Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Cádiz, 2009 (ISBN:978-84-608-09).
- [2] Wu G et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, vol 38, sup 5, 2005, pp 981-92 (ISSN: 0021-9290).
- [3] Veeger HEJ, Yu B, An K, Rozendal RH. Parameters for modelling the upper extremity. *Journal of Biomechanics*, vol 30, sup 6, 1997, pp. 647-52 (ISSN:0021-9290).
- [4] Goto A, et al. In vivo elbow biomechanical analysis during flexion: Three dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging. *Journal of Shoulder Elbow Surgery*, vol 13, 2004, pp. 441–447 (ISSN:1532-6500).
- [5] Garrec P, et al. ABLE, an innovative transparent exoskeleton for the upper-limb. *International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice, 2008, pp 1438-88 (ISBN: 978-1-4244-2057-5).
- [6] Kiguchi K, Liyanage M. A study of a 4dof upper-limb power-assist intelligent exoskeleton with visual information for perception-assist. *International Conference on Robotics and Automation*, Pasadena, 2008, pp 3666-71 (ISBN: 978-1-4244-1647-9).
- [7] Balasubramanian S, et al. RUPERT: an exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions. *Virtual Rehabilitation '08*, Vancouver, 2008, pp 163-167 (ISBN: 978-1-4244-2700-0).
- [8] Rocon E, et al. Rehabilitation robotics: a wearable exoskeleton for tremor assessment and suppression. *International Conference on Robotics and Automation*. Barcelona, 2005, pp 2271–76 (ISBN: 0-7803-8914-X).
- [9] Nef T, et al. ARMin exoskeleton for arm therapy in stroke patients. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, Holland, 2007, pp 68-74 (ISBN: 978-1-4244-1320-1).
- [10] Ball SJ, Brown I, Scott SH. MEDARM: a rehabilitation robot with 5dof at the shoulder complex. *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Zurich, 2007, pp 1-6 (ISBN: 978-1-4244-1264-8).
- [11] Perry JC, Rosen J, Burns S. Upper-limb powered exoskeleton design. *Transactions on Mechatronics*, vol 12, sup 4, 2007, pp 408-417 (ISSN: 1083-4435).
- [12] Tsagarakis NG, Caldwell DG. Development and control of a 'soft-actuated' exoskeleton for use in physiotherapy and training. *Autonomous Robots*, vol 15, sup 1, 2003, pp 21–33 (ISSN: 0929-5593).
- [13] Carignan C, Liszka M, Roderick S. Design of an arm exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation. *International Conference on Advanced Robotics*, Seattle, 2005, pp 524-31 (ISBN: 0-7803-9178-0).
- [14] Rahman T, et al. Passive exoskeletons for assisting limb movement, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol 43, sup 5, 2006, pp 583–590 (ISSN: 0748-7711)
- [15] Schiele A, Visentin G. The ESA human arm exoskeleton for space robotics telepresence. *International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space*, Nara, 2003.
- [16] Morrey BF, Chao EY. Passive motion of the elbow joint. *Journal of Bone & Joint Surgery*, vol 58-A, sup 4, pp. 501-508, 1976.
- [17] Bottlang M et al. Assessment of elbow joint kinematics in passive motion by electromagnetic motion tracking. *Journal of Bone & Joint Surgery*. vol 18, sup 2, pp. 195-202, 2000.
- [18] Fioretti S, Jetto L, Leo T. Reliable in vivo estimation of the instantaneous helical axis in human segmental movements, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 37, sup 4, pp 398-409, 1990. (ISSN: 0018-9294)
- [19] Veeger HEJ, et al Parameters for modeling the upper extremity. *Journal of Biomechanics*, vol. 30, sup 6, pp. 647-52, 1997. (ISSN: 0021-9290)
- [20] States R. Two simple methods for improving the reliability of joint center locations. *Clinical Biomechanics*, vol 12, sup 6, pp 367-374, 1997. (ISSN: 0268-0033)
- [21] Chèze L, Fregly BJ, Dimet J. Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis. *Human Movement Science*, vol. 17, sup 1, pp. 1-15, 1998. (ISSN: 0167-9457)
- [22] Halvorsen K, Lesser M, Lundberg A. A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation. *Journal of Biomechanics*, vol. 32, sup 11, pp. 1221-1227, 1999. (ISSN: 0021-9290)
- [23] Nussbaum MA, Zhang X. Heuristic for locating upper extremity joint centres from a reduced set of surfaces markers. *Human Movement Science*, vol.19, sup 5, pp. 797-816, 2000. (ISSN: 0167-9457)
- [24] Ceratti A, Camomilla V, Cappozzo A. Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution. *Journal of Biomechanics*, vol 37, sup 3, pp 413-16, 2004. (ISSN:0021-9290)
- [25] Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Della Croce U. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, vol. 11, sup 2, pp. 90-100, 1996. (ISSN: 0268-0033)
- [26] Sporr CW. Explanation, verification and application of helical-axis error propagation formulas. *Human Movement Science*, vol. 3, sup 2, pp 95-117, 1984. (ISSN: 0167-9457)
- [27] Woltring HJ, Huiskes R, de Lange A. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics, *Journal of Biomechanics*, vol 18, pp 379-89, 1985. (ISSN: 0021-9290)
- [28] Amigo LE, Casals A, Amat J. Polyarticulated architecture for the emulation of an isocentric joint in orthotic applications. *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Tokyo 2010.