

Diseño de una Arquitectura de Ortesis Adaptativa y Estudio de la Personalización de su Grado de Asistencia

L. E. Amigo^{*}, X. Giralt^{*}, Q. Fernandez, A. Casals^{**} and J. Amat^{*}, *Member*, ***Senior Member*,
IEEE

Abstracto—Uno de los principales objetivos de las terapias de rehabilitación del miembro superior asistidas por robots es incrementar la recuperación funcional al finalizar la terapia y a su vez disminuir el tiempo de esta recuperación, promoviendo la neuroplasticidad en pacientes con problemas neuromusculares. En este sentido es importante que los exoesqueletos se adapten a los movimientos del paciente y no de al revés. Este artículo presenta un ortesis para la extremidad superior con servoadaptación dinámica para la articulación del codo con el objetivo de reducir las fuerzas de interacción causadas por el desalineamiento entre el robot y la extremidad superior. Se estudia además el grado de asistencia que se debe efectuar durante la terapia con el objetivo de promover la neuroplasticidad y que el paciente trabaje en la totalidad de sus capacidades optimizando así la recuperación.

I. INTRODUCCIÓN

EL uso de sistemas robóticos en terapias de rehabilitación, ha significado un cambio importante en los protocolos de rehabilitación de los miembros superiores e inferiores, que se ha traducido en mejoras de los tiempos de ejecución de la terapia, de los tiempos de recuperación del paciente, ha incrementado la funcionalidad de los miembros afectados al final de la terapia y a contribuido a motivar al paciente durante el transcurso de esta; todo en comparación con terapias no robotizadas.

Por otro lado el poder controlar la terapia a bajo nivel, es decir, teniendo un completo control de los parámetros cinemáticos y dinámicos aplicados sobre el miembro

Manuscrito recibido en Junio 24, 2011. Este trabajo es financiado en parte por la beca “Presidente de la República”, Comisión Nacional de Investigación Científica y Tecnológica (CONICYT), Gobierno de Chile y es parte del proyecto HYPER dentro del programa CONSOLIDER-INGENIO, España.

L.E. Amigo es un estudiante de doctorado de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), y del Institute for Bioengineering of Catalonia (IBEC), Barcelona, España (teléfono: +34-93-4020558; e-mail: lamigo@ibecbarcelona.eu).

X. Giralt es un estudiante de doctorado de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), y del Institute for Bioengineering of Catalonia (IBEC), Barcelona, España (teléfono: +34-93-4020515; e-mail: xgiralt@ibecbarcelona.eu).

Q. Fernandez es un estudiante de Master de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, España (teléfono: +34-93-4137619; e-mail: quim.fernandez@estudiant.upc.edu).

A. Casals forma parte de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), y del Institute for Bioengineering of Catalonia (IBEC), Barcelona, España (teléfono: +34-93-4020517; e-mail: acasals@ibecbarcelona.eu).

J. Amat forma parte del Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB) de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, España (teléfono: +34-93-4134023; e-mail: josep.amat@upc.edu).

afectado, así como poder evaluar la evolución en el tiempo y contar con un completo registro de datos ha abierto un nuevo horizonte a médicos, terapeutas e investigadores.

Esto ha permitido orientar las terapias a la rehabilitación de funciones más que de acciones, utilizando un enfoque más proactivo, donde no sólo se rehabilitan los músculos, tendones o articulaciones, sino que se busca, en el caso de afecciones neuromusculares, estimular a nivel neuronal y reeducar, reencauzar o recuperar las conexiones nerviosas perdidas en el paciente.

Las nuevas investigaciones buscan precisamente que las terapias de rehabilitación tengan un efecto a nivel neuronal que permita la recuperación de funciones en el paciente mejorando significativamente su calidad de vida.

Diversos dispositivos, cada vez más complejos a nivel de control, mecánico y sensorial, se han desarrollado con este objetivo. Uno de los más utilizados a nivel hospitalario es el Lokomat [1], el cual es un dispositivo que permite terapias robotizadas de locomoción funcional del miembro inferior para la rehabilitación de pacientes con patologías neurológicas. Dentro de los robots para la extremidad superior, uno de los más avanzados es el diseñado en el ETH de Zurich, el ARMin III [2], que permite la rehabilitación de seis Grados de Libertad (GdL) de forma independiente a través de movimientos pasivos y/o asistidos.

Todos estos dispositivos buscan la rehabilitación funcional por medio de terapias repetitivas, sin embargo, aún queda mucho por investigar en el grado de asistencia del robot sobre el paciente y la inteligencia necesaria para que, según la situación, ésta se adapte a las condiciones del paciente, la evolución de la terapia y los objetivos marcados por el terapeuta; todo lo cual repercute directamente en la neuroplasticidad de las neuronas.

Por otro lado, si se quiere incrementar la recuperación funcional al final de la terapia de rehabilitación, es importante evaluar y garantizar que el exoesqueleto minimice las fuerzas de interacción ejercidas sobre las articulaciones que limiten la recuperación del miembro afectado. Estas fuerzas se producen por desalineamientos entre el exoesqueleto y las articulaciones biológicas, ocasionadas por las limitaciones en el diseño mecánico de las ortesis y a su vez la complejidad de la cinemática articular del cuerpo humano. Todo esto ocasiona variaciones en los patrones de activación muscular [3] que afectan tanto a nivel muscular y articular como neuronal.

Este trabajo se enfoca en el desarrollo de un exoesqueleto

robotizado para el miembro superior que permita minimizar las fuerzas de interacción entre el dispositivo y el paciente, con el objetivo de incrementar la recuperación funcional, a través de la incorporación de GdL activos redundantes. Por otro lado promover la neuroplasticidad neuronal por medio de un sistema de control *assisted as needed* que permita controlar un grado de asistencia adaptable a los requerimientos del paciente, la evolución de la terapia y los objetivos planteados por el terapeuta.

En la sección II se estudian las causas de las fuerzas de interacción generadas por el robot, las soluciones aplicadas por los dispositivos desarrollados y se plantea el diseño mecánico de una ortesis para el movimiento de seis GdL de la extremidad superior. En la sección III se estudia la cinemática y dinámica de los sistemas articulares que permiten minimizar estas fuerzas de interacción. Sección IV describe el sistema de control *assisted as needed* necesario para estudiar el grado de asistencia del robot sobre el paciente.

II. EXOESQUELETOS PARA LA EXTREMIDAD SUPERIOR

La investigación desarrollada hasta el momento ha demostrado que debido a la interacción entre el exoesqueleto y la extremidad superior se produce una transmisión de fuerzas no deseada que puede alcanzar hasta 250N [4]. Estas fuerzas de interacción son producidas principalmente por un desalineamiento entre los centros de rotación de las articulaciones mecánicas del exoesqueleto y sus contrapartes biológicas. Este desalineamiento es la suma de:

--Migración del centro de rotación de las articulaciones biológicas durante el movimiento, el cual varía según el tipo de movimiento y la carga aplicada a la articulación.

--Alta variabilidad antropométrica de los pacientes, que puede ocasionar un mal ajuste del exoesqueleto a las dimensiones de la extremidad superior del paciente.

--Desalineamiento de la ortesis durante el movimiento terapéutico debido al movimiento de los tejidos blandos y a la compleja cinemática de las articulaciones.

Todos estos factores pueden producir desalineamientos de hasta $\pm 10\text{cm}$ [4].

A continuación se estudian las ortesis desarrolladas actualmente y se propone una nueva arquitectura para minimizar el desalineamiento.

A. Estado del Arte

La mayoría de exoesqueletos desarrollados basan sus diseños en articulaciones tipo bisagra para movimientos del plano sagital (flexo-extensión) [5][6][7][8][9][10][11], dando por supuesto que estas articulaciones coincidirán en todo momento con su contraparte biológica, por lo que no consideran la migración del centro de rotación y tampoco son capaces de compensar cualquier desajuste que se produzca durante el movimiento. Por otro lado son diseñados para ajustarse a medidas anatómicas específicas del paciente, por lo que muchas veces los centros de rotación no coinciden entre sí.

Otros dispositivos han tratado de compensar estos problemas añadiendo GdL pasivos [12][13] con el objetivo de prevenir que las fuerzas generadas por la ortesis se transfieran a la extremidad superior. Sin embargo estudios han demostrado que sólo pueden compensar hasta un 70% de las cargas transmitidas y un 60% de los pares sobre las articulaciones [4].

B. Arquitectura Propuesta

Para la rehabilitación superior, normalmente se separa lo que es el complejo articular del brazo formado por los tres GdL de la articulación del hombro (flexo-extensión, rotación interna-externa y abducción-aducción), más los dos GdL de la articulación del codo (flexo-extensión y pronación-supinación) y el complejo articular de la muñeca-mano, el cual puede considerarse tres GdL de la muñeca (pronación-supinación, flexo-extensión y abducción-aducción) más los asociados a las articulaciones de los dedos. Para cada complejo articular se desarrollan exoesqueletos específicos para el tipo de terapia a realizar.

Este trabajo se enfoca en el estudio y desarrollo de un exoesqueleto para el complejo articular del brazo.

El exoesqueleto (Fig.1) se diseña considerando los tres GdL de la articulación glenohumeral más dos GdL adicionales para compensar los movimientos de la articulación esternoclavicular (protracción-retracción y elevación-descenso). Para evitar problemas de desalineamientos, los tres motores asociados a la articulación glenohumeral rotan en torno a un mismo centro de rotación el cual coincide con el del hombro.

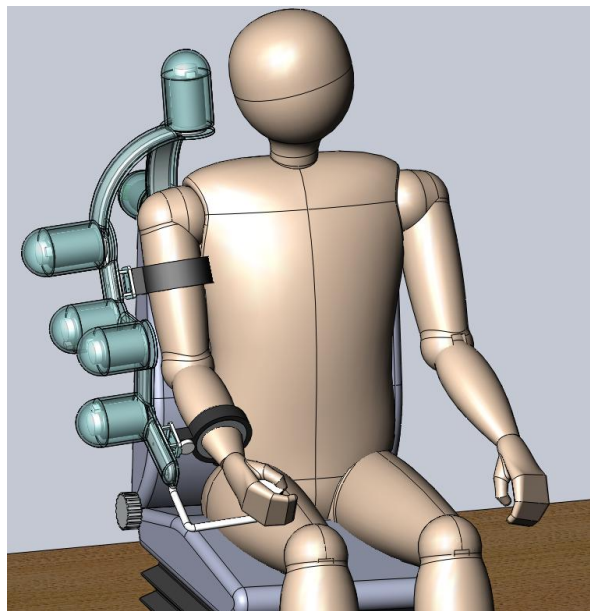


Fig. 1. Diseño de la ortesis propuesta.

El codo se modela con 4 GdL, tres de los cuales son para la flexo-extensión y el cuarto para la pronación-supinación.

Con los tres GdL para la flexo-extensión del codo es posible ajustar el tamaño del exoesqueleto a cualquier paciente evitando desajustes al inicio de la terapia. Además controlando los tres motores es posible minimizar las fuerzas

de interacción evitando el desalineamiento durante la ejecución de la terapia. El diseño del sistema articular se aborda con más detalle en la sección III.

Se utilizan motores tipo flat acoplados a cajas reductoras que permitan proporcionar el par necesario para mover la extremidad superior junto al peso del exoesqueleto. El rango de movimiento así como el par que puede alcanzar cada articulación del exoesqueleto se presenta en la tabla 1.

TABLA I
RANGO DE MOVIMIENTO Y PAR DE LOS ACTUADORES

Movimiento	Rango de Movimiento (deg)	Par (Nm)
Elevación-descenso Hombro	30° / -30°	--
Protracción-retracción Hombro	30° / -30°	--
Flexo-extensión Hombro	180° / -60°	30
Rotación interna-externa Hombro	100° / -50°	30
Abducción-aducción Hombro	140° / -45°	30
Flexo-extensión Codo	150° / 0°	15
Pronación-Supinación Codo	90° / -90°	15

III. SISTEMA ARTICULAR

Para evitar el desalineamiento es necesario diseñar una articulación mecánica que se adapte al movimiento de su contraparte biológica, que permita una adaptación a las medidas antropométricas del paciente y a su vez se adapte durante el movimiento con el fin de ajustarse a cualquier desviación del centro de rotación de la articulación biológica.

Con estos objetivos, se diseña un sistema articular de tres GdL activos, el cual a través del control de sus tres actuadores permite un centro de rotación variable capaz de ajustarse durante el movimiento y adaptarse a cada paciente.

Sean los links **1** y **4** correspondientes al brazo y antebrazo de una articulación tipo bisagra (Fig.2a); el sistema articular consiste en añadir dos links simétricos (**2**, **3**), de tamaño **l**, que conectan tres actuadores en serie (**A**, **B** y **C**), los cuales rotan en torno a un mismo centro de rotación variable (Fig.2b).

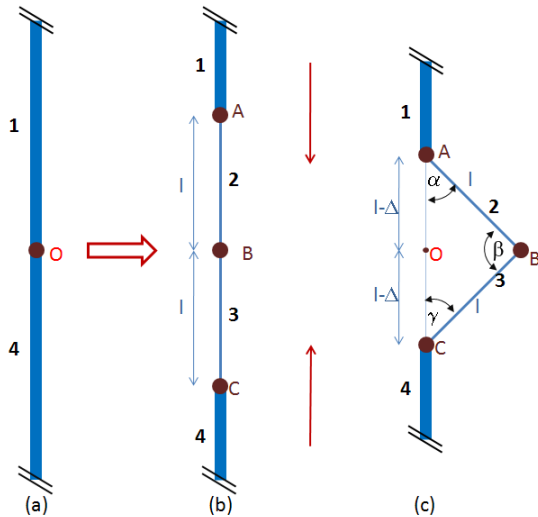


Fig. 2. (a) Articulación para la flexo-extensión del codo tipo bisagra. (b) Sistema articular al principio de la terapia. (c) Ajuste del sistema articular al paciente.

Para ajustarse al tamaño del paciente, los actuadores **A**, **B** y **C** toman un rol activo reduciendo la cadena articular en 2Δ según la ecuación (1), como se muestra en la Fig.2c.

$$\beta = \arccos\left(\frac{2l^2 - \Delta^2}{2l^2}\right) \quad (1)$$

$$\alpha = \gamma = \frac{\pi - \beta}{2}$$

Luego del ajuste inicial a las medidas del paciente, el sistema articular debe cumplir tres condiciones:

1. Mantener el ajuste inicial durante el movimiento.
2. Rotar en conjunto en torno a un mismo centro de rotación para obtener el ángulo de flexo-extensión ω deseado.
3. Mantenerse alineado con el centro de rotación del codo, es decir, poseer un centro de rotación variable.

Según estas condiciones, los movimientos de los actuadores α , β y γ deben estar en función del ángulo deseado ω , de la geometría **1** de los links **2** y **3**, de la reducción inicial Δ , y del centro instantáneo de rotación $\Theta(x,y)$ referido a su ubicación al inicio de la terapia **O**. La Fig.3c presenta la aplicación de este sistema articular al codo y los parámetros que lo condicionan.

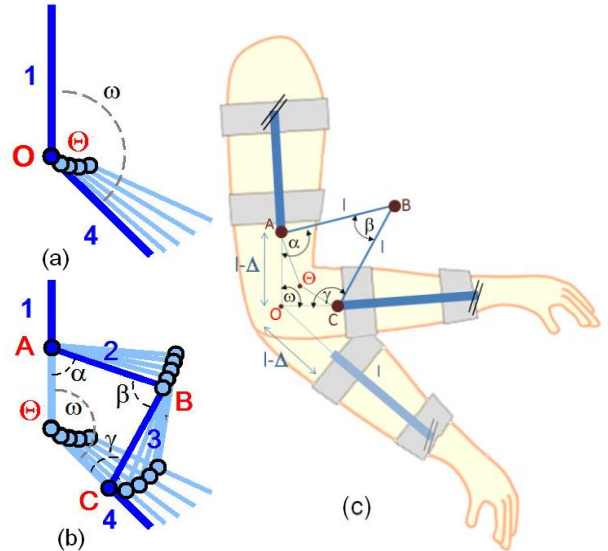


Fig. 3. Modelos articulares con variación del centro instantáneo de rotación. (a) Modelo tipo bisagra. (b) Modelo articular propuesto. (c) Sistema articular aplicado al codo.

Considerando la geometría de la Fig.3c, es posible determinar las ecuaciones del movimiento para cada actuador tal que cumpla con los requisitos del sistema (2).

$$\alpha = \pi - \sin^{-1}\left(\frac{\sqrt{x^2 + \Delta - y^2}}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2}\right) + \tan^{-1}\left(\frac{x}{\Delta - y}\right)\right) - \frac{\omega}{2}$$

$$\beta = \sin^{-1}\left(\frac{\sqrt{x^2 + \Delta - y^2}}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2}\right) + \tan^{-1}\left(\frac{x}{\Delta - y}\right)\right) + \sin^{-1}\left(\frac{\sqrt{x^2 + \Delta - y^2}}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2}\right) + \tan^{-1}\left(\frac{x}{\Delta + y}\right)\right) \quad (2)$$

$$\gamma = \pi - \sin^{-1}\left(\frac{\sqrt{x^2 + \Delta - y^2}}{l} \cdot \sin\left(\frac{\omega}{2}\right) + \tan^{-1}\left(\frac{x}{\Delta + y}\right)\right) - \frac{\omega}{2}$$

Modelando dos trayectorias para los centros de rotación de la articulación del codo (Fig.4a) [14] y de la rodilla (Fig.4b) [15], para ángulos de flexo-extensión de 180° a 90° y aplicando estas trayectorias al sistema articular se obtienen las Figs. 4c y 4d. En ambas se aprecia que los tres actuadores modifican su trayectoria para adaptarse a la trayectoria del centro de rotación.

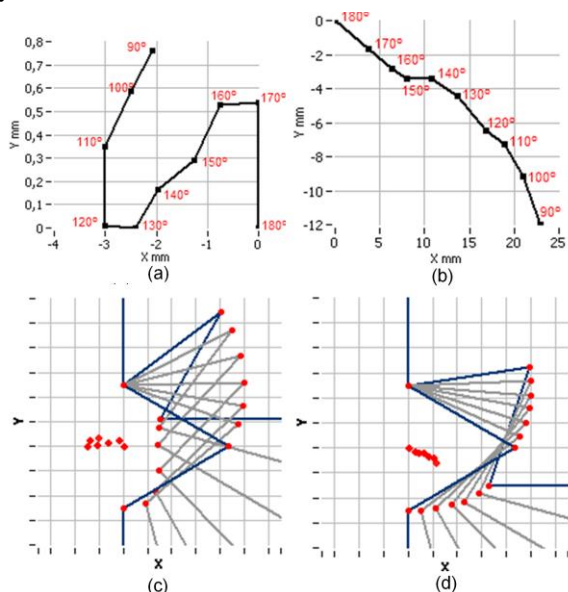


Fig. 4. (a) Sistema articular aplicado al codo. (b) Matriz de transformación. (c) y (d) Trayectorias de los actuadores para los centros de rotación del codo y la rodilla.

En la Fig.5 se observa la respuesta de los actuadores A, B y C frente a diferentes trayectorias.

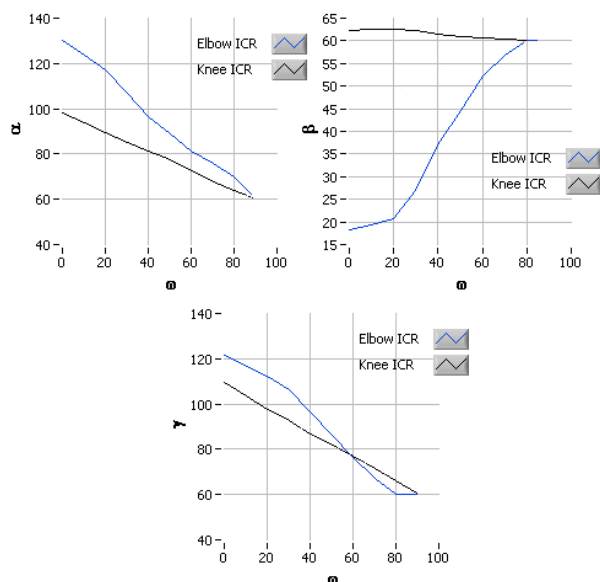


Fig. 5. Respuesta de los actuadores para diferentes trayectorias de centros de rotación.

De las pruebas realizadas es posible concluir que el sistema particular cumple con los objetivos planteados, sin embargo para su control se requiere conocer en todo momento el centro instantáneo de rotación, lo cual no es simple.

El desalineamiento entre la articulación del exoesqueleto y la del paciente se produce por la suma de los movimientos de los tejidos blandos, la variación del centro de rotación de

la articulación, el mal ajuste del exoesqueleto a las dimensiones del paciente y al desajuste del exoesqueleto durante los movimientos terapéuticos. En la práctica, es posible ubicar el centro de rotación para una posición dada al inicio de la terapia, sin embargo no es factible en ambientes hospitalarios determinar su variación durante la ejecución de la terapia ya que los métodos para determinarlo es a través de sensores electromagnético u ópticos, los cuales requieren mucho tiempo para colocarlos y un ambiente controlado para su utilización.

Por lo que si sólo se conoce la ubicación del centro de rotación al inicio, sólo se pueden eliminar del desalineamiento total los efectos del mal ajuste a las dimensiones del paciente y el desajuste del exoesqueleto durante la ejecución del movimiento.

Para minimizar al máximo el desalineamiento es necesario tomar en cuenta los otros efectos inherentemente biológicos mencionados antes. Esto se puede lograr gracias al estudio de fuerzas que se producen entre el exoesqueleto y el paciente, determinar qué componentes son necesarias para la ejecución del movimiento y separar las fuerzas de interacción perjudiciales para el paciente. De esta forma encontrar un centro de rotación para el exoesqueleto donde se minimicen estas fuerzas.

Con el objetivo de estudiar las fuerzas de interacción se ha construido un sensor de seis grados de libertad lo cual le confiere la capacidad adicional de actuar cada una de ellas como un sensor independiente de tres grados de libertad, siendo así capaz de medir la distribución de fuerzas en cuatro puntos.

El sensor se diseñó utilizando elementos finitos para su modelación (Fig.7), siendo capaz de soportar cargas de hasta 100N. Se construyó un primer prototipo y en estos momentos se encuentra en la fase calibración.

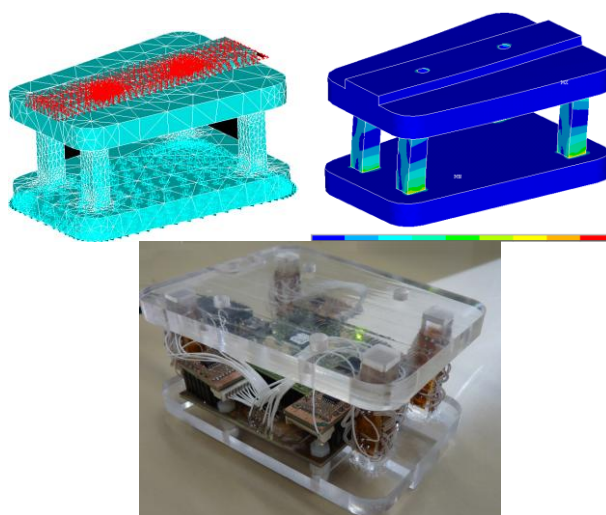


Fig. 7. Diseño del sensor en elementos finitos y su construcción.

Es necesario tener en cuenta que el estudio de las fuerzas de interacción deben contemplar el grado de asistencia que requiere la terapia de rehabilitación, la cual va de total asistencia por parte del robot en el caso de rehabilitación articular de movimientos y de cero asistencia para el caso de rehabilitación muscular. Dentro de estos dos extremos se puede graduar el grado de asistencia según los objetivos del

terapeuta, la evaluación de la terapia y las condiciones del paciente. Es necesario por tanto, estudiar el grado de asistencia del exoesqueleto ya que las fuerzas de interacción variarán según su porcentaje.

IV. ARQUITECTURA DE CONTROL ASSIST-AS-NEEDED

Con el objetivo de optimizar la recuperación mediante el trabajo directo en la neuroplasticidad de las neuronas, se requiere que el paciente trabaje continuamente en la totalidad de sus capacidades. La arquitectura de control de la ortesis debe, pues, tener en cuenta esta adaptación continua en dos sentidos. En primer lugar, existe la necesidad de combinar movimientos conscientes o inconscientes del paciente con los patrones del ejercicio predefinidos por el terapeuta. Y en segundo lugar, la arquitectura de control debe adaptarse a la evolución temporal del paciente de forma autónoma. Estas adaptaciones dinámicas acorde con las capacidades del paciente se engloban bajo el concepto Assist-As-Needed. Un esquema de esta arquitectura se detalla en la Fig.8a.

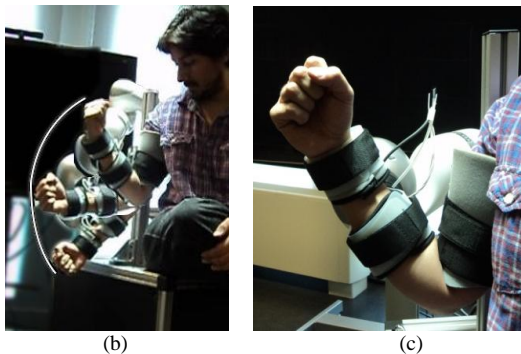
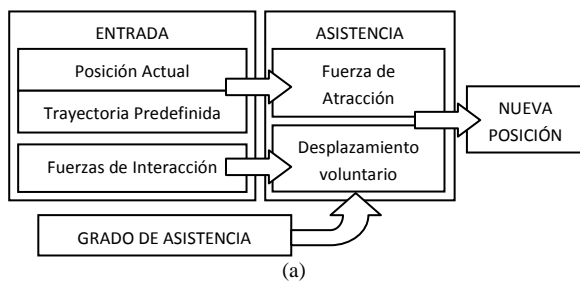


Fig.8. (a) Esquema de la arquitectura de control. (b) Secuencia de movimiento en la que el paciente trata de seguir la trayectoria prediseñada. (c) Segmentos del brazo (fijo) y antebrazo (robot). En el antebrazo se miden las fuerzas de interacción que permiten realizar el ejercicio.

A. Entradas del sistema

En la arquitectura de control diseñada bajo este concepto, los parámetros de medida internos son la trayectoria actual medida en la ortesis y las fuerzas de interacción entre la ortesis y el paciente.

Por otro lado, el ejercicio consiste en una trayectoria nominal, prediseñada por el equipo médico.

B. Desplazamiento de la ortesis

Las salidas de dicha arquitectura de control es una nueva

posición, resultado de una combinación de dos funciones. Por un lado, se adapta el desplazamiento de la ortesis a las fuerzas de interacción medidas. Mientras que por otro lado, se tiene en cuenta el desplazamiento respecto a la trayectoria nominal.

En el primer caso, las fuerzas de interacción desplazan la ortesis mediante una relación lineal con saturación y zona muerta. La zona muerta indica la fuerza mínima medida por la que la ortesis empieza a desplazarse. La saturación se ajusta a la velocidad máxima a la que debe moverse la ortesis.

En el segundo caso, un desplazamiento respecto a la trayectoria nominal se refleja con una fuerza de atracción proporcional.

C. Parámetro de Adaptación

Los parámetros descritos anteriormente, que rigen el desplazamiento de la ortesis, se combinan para dar lugar a un único parámetro externo, el grado de asistencia. Este parámetro varía en función de si el paciente requiere asistencia para seguir el ejercicio o debe usar sus capacidades para realizarlo.

Un valor cercano a 1 implica mucha asistencia. En este caso las fuerzas de interacción tienen mucho efecto sobre el desplazamiento de la ortesis, y se ejerce una gran fuerza de atracción hacia la trayectoria nominal.

Un valor cercano a 0 obliga a realizar el ejercicio sin asistencia. Las fuerzas de interacción tendrán menos efecto sobre el desplazamiento de la ortesis y las fuerzas de atracción serán poco significativas.

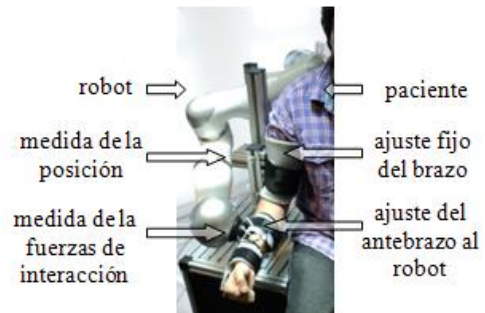


Fig.9. Montaje experimental robótico para la emulación de la ortesis.

D. Montaje experimental

Para el estudio de la arquitectura de control, previo a la construcción de la ortesis, se ha usado un sistema robótico que emula su comportamiento. El sistema, tal y como se muestra la Figura 9, está formado por un brazo robótico de seis GdL dotado de sensores de fuerza y pares. El paciente fija la parte superior del brazo a una estructura fija y el antebrazo al elemento terminal del robot.

En el ordenador de control se puede iniciar una terapia, un ejercicio previamente diseñado para la rehabilitación del paciente mediante el seguimiento de una trayectoria para el antebrazo.

Tras una señal de inicio, el robot emula la ortesis, cerrando un bucle de control con las estradas descritas en el apartado A, el desplazamiento descrito en el apartado B, y

con el único ajuste del parámetro de adaptación descrito en la sección C.

De esta forma, en caso de escoger un grado de asistencia alto, el robot ejerce una gran fuerza de atracción para seguir la trayectoria. Mientras que si se elige un grado de asistencia bajo, será el paciente quien deba seguir la trayectoria.

V. CONCLUSIÓN

En este trabajo se ha desarrollado el diseño mecánico de un ortesis capaz de adaptarse a las necesidades del paciente y los requerimientos de la terapia. El objetivo de esta ortesis es realizar los movimientos terapéuticos manteniéndose siempre alineada respecto al paciente, con el objetivo de minimizar las fuerzas de interacción perjudiciales que pueden afectar la recuperación. Para lograr esto se estudió y diseñó un sistema articular de tres GdL capaz de ajustarse a diferentes medidas antropométricas, compensar el movimiento de los tejidos blandos junto con la variación del centro instantáneo de rotación y evitar cualquier desajuste entre el exoesqueleto y la extremidad superior. Es necesario que este sistema articular rote en torno a un centro de rotación obtenido por medio del estudio de fuerzas entre el robot y el brazo, para lo cual se desarrolló un sensor específico para esta aplicación y se están desarrollando las pruebas necesarias para implementarlo y obtener datos experimentales.

Respecto a la arquitectura de control, se ha demostrado la validez del concepto de Assist-As-Needed mediante la ejecución de ejercicios de rehabilitación, con la capacidad de adaptar el grado de asistencia de la ortesis. Aunque actualmente aun se disponen de pocos datos experimentales, se está trabajando en el aprendizaje del grado de asistencia que requiere el paciente, a partir de los datos obtenidos con este sistema. El uso de este montaje experimental permitirá incorporar automáticamente la evaluación de la necesidad de asistencia, y el terapeuta tendrá una cuantificación objetiva de la evolución del paciente. Durante la ejecución del ejercicio se garantiza entonces que el paciente trabaja continuamente en la totalidad de sus capacidades y así optimizar la recuperación.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] N. Neckel, W. Wisman and J. Hidler, "Limb alignment and kinematics inside a Lokomat robotic orthosis", *IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, 2006, pp. 2698-2701.
- [2] T. Nef, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Pendl, R. Muller and R. Riener, "ARMin exoskeleton for arm therapy in stroke patients", *International Conference on Rehabilitation Robotics*, Holland, pp. 68-74, June 2007.
- [3] J. M. Hidler, A. E. Wall, "Alteration in muscle activation pattern during robotic-assisted walking," *Clinical Biomechanics*, 2005, vol.20, pp.184-193.
- [4] A. Shiele, "Ergonomics of exoskeleton: Objective performance metrics," *3th Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interface for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, Salt Lake City, 2009, pp.103-108.
- [5] K. Kiguchi and M. Liyanage, "A study of a 4dof upper-limb power-assist intelligent exoskeleton with visual information for perception-assist," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Pasadena, 2008, pp. 3666-3671.
- [6] S. Balasubramanian *et al.*, "RUPERT: an exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions", *Virtual Rehabilitation '08*, Vancouver, 2008, pp. 163-167.
- [7] E. Rocon, A. F. Ruiz, J. L. Pons, J. M. Belda-Lois and J. J. Sánchez-Lacuesta, "Rehabilitation robotics: a wearable exoskeleton for tremor assessment and suppression", *International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, 2005, pp. 2271-2276 .
- [8] T. Nef, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Pendl, R. Muller and R. Riener, "ARMin exoskeleton for arm therapy in stroke patients", *International Conference on Rehabilitation Robotics*, Holland, 2007, pp. 68-74.
- [9] S. J. Ball, I. Brown, S. H. Scott, "MEDARM: a rehabilitation robot with 5dof at the shoulder complex", *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Zurich 2007, pp. 1-6.
- [10] J. Perry, J. Rosen, S. Burns, "Upper-limb powered exoskeleton design", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12, n° 4, pp. 408-417, 2007.
- [11] N. G. Tsagarakis and D. G. Caldwell, "Development and control of a 'soft-actuated' exoskeleton for use in physiotherapy and training", *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 21-33, 2003.
- [12] T. Rahman *et al.*, "Passive exoskeletons for assisting limb movement," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 43, n° 5, pp. 583-590, 2006.
- [13] A. Schiele and G. Visentin, "The ESA human arm exoskeleton for space robotics telepresence", *International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space*, Nara, 2003.
- [14] B. F. Morrey, E. Y. Chao, "Passive motion of the elbow joint", *Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 58-A n°4, pp. 501-508, 1976.
- [15] J.D. Moorehead, D.M. Harvey and S.C. Montgomery, "A surface-marker imaging system to measure a moving knee's rotational axis pathway in the sagittal plane", *Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 3, pp.384-393, 2001.