

CONTROL DE ROBOTS EN NEUROREHABILITACIÓN. DESDE SENSORES NEURALES A SENSORES PORTABLES

A. Casals^{i,ii}, J. Arandaⁱ, L.M. Muñozⁱ, M. Vinagreⁱ, A.B. Martínezⁱ, R. Jané^{i,ii} y J. Amatⁱ

ⁱCentro de Investigación en Ingeniería Biomédica, CREB-UPC.

ⁱⁱInstituto de Bioingeniería de Cataluña. IBEC

Resumen

Las interfaces BCI tienen ya un cierto grado de desarrollo en el ámbito del diagnóstico y de la interacción persona-computador, sin embargo su aplicación al control de dispositivos robóticos está todavía muy limitado debido a la dificultad de interpretación dinámica. Es por ello que actualmente el control BCI queda muy limitado a órdenes elementales y para el control de robots la información proporcionada por esta interfaz debe complementarse con otros tipos de sensores y estrategias. Este artículo describe las diferentes líneas de trabajo que se llevan a cabo en control volitivo y cooperativo de robots asistenciales en el grupo de investigación de Robótica Inteligente y Sistemas (GRINS) del Centro de investigación en Ingeniería Biomédica (CREB) de la UPC.

Palabras Clave: Neurorobótica, robot asistencial, robótica en rehabilitación, interacción persona-robot.

1 INTRODUCCIÓN

La utilización de robots en rehabilitación motora y cognitiva constituye una herramienta con un gran potencial. Sin embargo, los estudios clínicos que comparan su efectividad respecto al uso de terapias convencionales no son todavía suficientemente concluyentes en todo su campo de aplicación. Aunque la neuroplasticidad permite la recuperación de funciones perdidas cuando se practica la adecuada rehabilitación, también existe el riesgo de degeneración, como por ejemplo la alteración del movimiento, consecuencia de una actividad repetitiva controlada robóticamente sin una adaptación adecuada al usuario. La personalización de la terapia robotizada, así como su adaptación dinámica al estado y evolución del paciente será fundamental.

Las interfaces neurales, que constituyen la forma más natural de comunicación con un robot asistente en rehabilitación, son todavía muy limitativas. Para conseguir una mejor interpretación de la intención y

del estado del usuario para el control de robots en rehabilitación o asistencia, el grupo de investigación GRINS desarrolla varias líneas de trabajo: a) la evaluación del grado de eficiencia conseguido de interfaces BCI persona-máquina a partir de la captación de parámetros como atención, fatiga, estado de excitación/relajación, frustración o frecuencia de parpadeo del usuario, b) estudio de la semejanza entre patrones motores de los miembros superiores, con el objetivo de mejorar la rehabilitación hemiparésica post-ictus tomando como modelo el miembro sano, c) estudio de la relación entre fuerzas de interacción miembro-exoesqueleto y los patrones de activación muscular, d) interpretación de la intención volitiva de movimientos motores básicos mediante sensores portables para el control de prótesis y ortesis, y e) estudio del efecto de la asistencia robótica para el estímulo en la recuperación motora.

En este artículo se describen los desarrollos en control de robots para rehabilitación, utilizando ya sea un brazo robot externo, un rodador o un exoesqueleto, y se analizan las necesidades de sensorización para conseguir la adecuada interacción con el usuario. Asimismo se expondrán los ensayos realizados para la evaluación mediante BCI del rendimiento y eficacia, y la ergonomía, de dispositivos de interfaz en el control de operaciones tipo señalización, trazado y arrastre, utilizando modelos psicomotores, como el de la ley de Fitts.

2 REHABILITACIÓN MEDIANTE BRAZOS ROBOT

La rehabilitación ya sea de miembro superior, con el objetivo de asistir en la realización de actividades de la vida diaria, o de miembro inferior, para potenciar la movilidad, puede ser asistida por uno o más brazos robot externos. En esta rehabilitación se actúa sobre una parte concreta de la extremidad, puño o tobillo para el movimiento de brazos o piernas, o sobre antebrazo y pierna si lo que se pretende es realizar ejercicios de flexión-extensión. En esta sección se describen los trabajos realizados utilizando un solo

brazo externo, un robot cooperativo, con un único punto de contacto entre robot y usuario, dejando libres una o más articulaciones anatómicas para una actividad de miembro superior, y el control coordinado de una cinta rodante y dos brazos externos para asistencia a la marcha.

2.1 CONTROL DE UN BRAZO EXTERNO

La realización de los movimientos de forma guiada por un robot externo puede realizarse operando como lo hace un fisioterapeuta sujetando la extremidad del paciente por un punto de contacto. Para ello se programará la trayectoria del elemento terminal del robot según el movimiento deseado del punto de fijación con el paciente.

Los diferentes ejercicios de rehabilitación se realizan mediante la programación de diversas trayectorias del efector final del robot situado en el punto de contacto con el paciente. A pesar de los buenos resultados obtenidos en los procesos de rehabilitación con este tipo de dispositivos programados, diversos estudios [2,11] han demostrado que es posible mejorar su potencial gracias a la posibilidad de modificar el ejercicio entre el robot y el paciente mediante la adquisición de información de la interacción entre ellos, como puede ser la relación entre fuerzas aplicadas del robot y el esfuerzo muscular del paciente. Dicha información permite que los ejercicios programados puedan adaptarse a las necesidades reales del paciente. Este comportamiento se ajusta al paradigma de control cooperativo, un tipo de control de aplicación creciente en robótica por su adaptabilidad al entorno y la seguridad que proporciona.

Estos robots siguen actuando bajo este control de trayectoria, pero fijando unas restricciones ligadas a la interacción física con el usuario, adaptándose al grado de contribución del movimiento que el paciente pueda hacer. La medida de la fuerza de interacción será un factor clave para ello, así como el análisis de la respuesta muscular para determinar el nivel de actividad muscular, grado de cansancio, etc.

La fig. 1 muestra la plataforma de experimentación utilizada para el estudio de la interacción persona-robot en un proceso de rehabilitación de movimientos de flexo-extensión de la articulación del codo. Esta información de interacción se obtiene mediante la observación y procesamiento de la relación entre las fuerzas aplicadas en el efector final mediante un sensor de fuerza y la actividad muscular del paciente mediante sensores electromiográficos (EMG), [1].

Asimismo, existen otros tipos de interacción en procesos de rehabilitación que permiten realizar terapias en estadios iniciales a pacientes con

disfunción de movilidad severa. Esto es gracias a la adquisición de señales que no dependen del control neuromuscular pero que interviene en él, como son las señales electroencefalográficas (EEG). Dichas técnicas suponen un gran avance en el campo clínico de la rehabilitación, permitiendo ayudar a potenciar la neuroplasticidad.

Gracias a mejores dispositivos de adquisición EEG, nuevas técnicas de procesamiento de señales como los patrones espaciales comunes (CSP) y técnicas de aprendizaje, como máquinas de soporte vectorial (SVM), es posible extraer características temporales de las señales EEG asociadas a eventos del cerebro, como pueden ser movimientos imaginarios de una extremidad. La fig. 2 muestra una plataforma de experimentación donde se implementa un modelo de actuación controlado por la intención de movimiento del paciente.

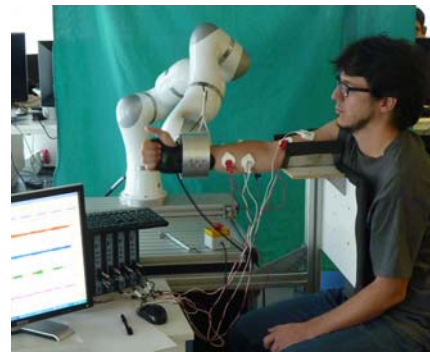


Figura 1: Plataforma de estudio de las fuerzas de interacción persona-robot y su relación con la respuesta muscular mediante señales mioeléctricas.



Figura 2: Ejecución de una acción programada a partir de la interpretación de la intención.

Para un mejor control robótico debe conocerse al máximo la estructura de control de los patrones motores sanos. La dificultad de interpretar la capacidad de actividad muscular ha sido estudiada para el caso de hemiparesia, resultado de un ictus. Para ello, se ha analizado la similitud de comportamiento entre los dos brazos de una misma persona, en contraposición a la similitud entre dos

brazos de personas distintas [12]. El estudio se basa en el análisis de las señales EMG de las que se extraen las sinergias musculares, los vectores sinergia y los coeficientes de activación muscular. El estudio da indicios de que el brazo sano puede tomarse como patrón para la rehabilitación del brazo hemiparésico.

2.2 ASISTENCIA A LA MARCHA CON CINTA RODANTE Y BRAZOS ROBOT

Para estudiar la conveniencia o no de poder simplificar la complejidad en mecánica y control de un exoesqueleto, se ha desarrollado una plataforma robótica formada por una cinta rodante y dos brazos robóticos, diseñados específicamente para esta investigación, que generan el movimiento basado en el patrón de la marcha definido previamente, Fig. 3. Se ha realizado un primer estudio de la respuesta en pacientes, niños del Hospital de Sant Joan de Déu, con síndrome polimalformativo con retraso cognitivo, atrofia muscular espinal tipo II, cromosomopatía, parálisis cerebral con hidrocefalia y mielomeningocele, mostrando una respuesta muy diversa en todos ellos, tanto en lo que se refiere a su capacidad de cooperar como en el interés en caminar.

Con esta plataforma desarrollada, se prevé analizar las formas de reacción a la interacción que favorezcan la empatía con la ayuda robótica y en consecuencia la mayor capacidad de rehabilitación.



Figura 3: Rehabilitación de la marcha mediante la asistencia de dos brazos robóticos sobre una cinta rodante.

3 ASISTENCIA A LA MARCHA CON UN RODADOR

El control compartido ofrecido por un rodador robotizado desarrollado en el grupo es una estrategia

también usada en la recuperación de la marcha de personas que han sufrido algún tipo de accidente vascular, o de otro tipo, que les afecta la movilidad, y/o a mantener el equilibrio sin ayuda de algún otro dispositivo de apoyo.

El rodador robotizado desarrollado dispone de sensores inerciales, IMU, sensores de fuerzas en las manetas para captar las fuerzas ejercidas por los usuarios y de esta forma inferir la intención y estado. El rodador también dispone de dos motores BLDCM que aplican un par directo a las ruedas traseras pudiéndose compensar la falta de fuerza por alguna extremidad del usuario, así como ser utilizado como medio de guía durante la navegación al realizar un ejercicio.

Así, el control compartido del rodador combina órdenes del usuario y del robot para conseguir un objetivo definido en ejercicios sencillos: 10MWT o 6MWT. El control colaborativo que es aplicado es un caso especial del control compartido en el que los comandos de control de usuario y el robot son mezclados en un único flujo de control de forma continua. Los comandos del robot están focalizados a mejorar la eficiencia y la seguridad, aunque los usuarios deberán poder rechazar esta asistencia cuando su percepción los considere demasiado alterados. Para mejorar la aceptación con el usuario los algoritmos de navegación del robot mimetizan el comportamiento humano cuando es posible, evitando provocar estrés y frustración, lo que afectaría a la eficiencia en la realización del ejercicio.

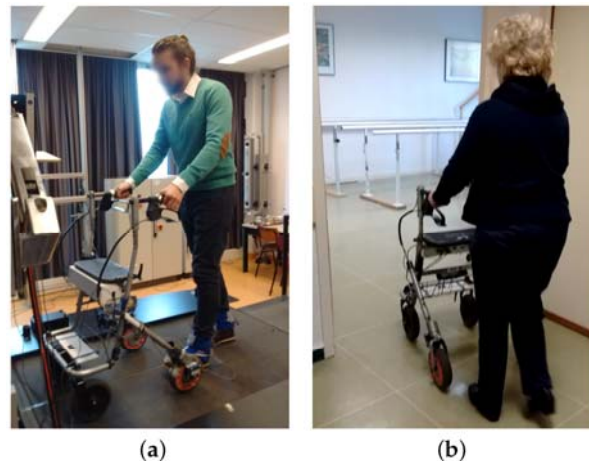


Figura 4: Asistencia a la marcha con rodador

La figura 4a muestra a un voluntario sano con el rodador sobre una cinta, en los talones tiene marcadores ópticos que permitirán inferir el avance de los pies y su elevación, test realizado en Vrije Universiteit Amsterdam (VUA); y la figura 4b un usuario utilizando el rodador robotizado efectuando un ejercicio de rehabilitación de la marcha en el

Hospital Regional Universitario de Málaga (HRU). En ambos casos el uso del rodador ha demostrado su asistencia a la marcha y al equilibrio, y su eficacia como equipo con una gran capacidad de monitorizar los datos de la marcha. La información extraída contribuye al análisis y diagnóstico del progreso del usuario con potencial al estudio tanto de la evolución física como de comportamientos posturales que pueden ser debidos a causas mentales o cognitivas.

4 INCORPORACIÓN Y MARCHA MEDIANTE EXOESQUELETO

La rehabilitación de las extremidades inferiores es fundamental para potenciar la movilidad. Los retos son proporcionar la asistencia adecuada y gestionar la tarea de mantener el equilibrio de la forma menos forzada. La mayoría de los dispositivos robóticos de rehabilitación se centran principalmente en proporcionar ayuda durante la marcha. Sin embargo, hay algunos movimientos previos o capacidades imprescindibles para dar seguridad al usuario antes de progresar hacia la marcha, como la estabilidad del equilibrio en parado (balance) o la incorporación desde la posición de sentado (*sit-to-stand*). Ambas están relacionadas con el control del centro de masas (COM) mientras se realiza una tarea dinámica [8].

La incorporación es uno de los movimientos básicos y parte esencial de las actividades cotidianas. Este movimiento también necesita de un alto rendimiento del usuario, al levantar todo el peso corporal y simultáneamente mantener el equilibrio del cuerpo. La fuerza muscular en la articulación de la rodilla juega un papel clave en este movimiento. La ayuda externa puede ser proporcionada por medio de una ortosis mecánica o mediante estimulación muscular. Ambos sistemas han demostrado ser útiles por separado, sin embargo, la actuación simultánea de un sistema motor acoplado con la estimulación muscular se ha mostrado muy eficiente en la prestación de la asistencia adecuada en el caso de los pacientes parapléjicos [3].

En este trabajo, se presenta y se evalúa un exoesqueleto como herramienta válida para la rehabilitación, con un modelo de control de impedancia variable para la incorporación. Este modelo permite la actuación simultánea del exoesqueleto y la estimulación muscular sin riesgos para el paciente. La adaptación del modelo de control se realiza en tiempo real con una consideración específica a las diferentes etapas de esta tarea.

Aunque la incorporación se considera un ejercicio trivial en la aplicación de la robótica en rehabilitación, es lo suficientemente compleja como

para ser planificada mediante un procedimiento único. Aunque las posiciones inicial y final en esta tarea pueden estar bien establecidas, no puede ser tratada desde una perspectiva de generación de trayectorias con control de posición. Esta solución implicaría un movimiento forzado del paciente. El usuario debe controlar el inicio de la acción, activándolo a voluntad, ya que todo el movimiento requiere del control del equilibrio, involucrando la dinámica de la parte superior del cuerpo.

En este trabajo, se usa una estrategia para asistir como y cuando se necesita (*assist-as-needed*), que varía dinámicamente las variables de amortiguación y rigidez de la ortosis en tiempo real, adaptándose a cada usuario y a cada ejecución. El sistema debe ayudar a los usuarios del exoesqueleto a ponerse en pie, sin ningún conocimiento previo sobre su peso o altura. También se considera la capacidad de abordar la activación paralela de la estimulación eléctrica funcional (FES). El sistema es autoportable, no usando ningún sistema de monitorización externa. Los únicos sensores usados para sincronizar la asistencia son: la posición y velocidad de las articulaciones, las señales EMG de superficie que monitorizan las sinergias musculares, las fuerzas de interacción con la ortosis o los propios pares generados por ésta.

Se han vinculado tres etapas con diferentes estrategias de control asociadas para proporcionar el comportamiento deseado del sistema, figuras 5 y 6:

Etapas 1: Iniciación del usuario - Aquí la estrategia es el control de la admitancia, lo que facilita la iniciación del usuario, escogiendo la posición más cómoda de salida y dando cierta libertad en el movimiento. El movimiento asistido de la articulación se iniciará cuando el paciente intente pasar de la fase de reposo a una posición diferente, indicando la intención del movimiento. Cuando el controlador observa el cambio en las posiciones de la articulación y simultáneamente observa un cambio en el comportamiento neuro-motor, dispara la segunda etapa.

Etapas 2: Transición - Se aplica una estrategia de control de amortiguación basada en el error en la velocidad a partir de la cual se generan las fuerzas asistenciales (o resistivas según el caso) requeridas para alcanzar la posición de equilibrio. La velocidad de referencia se programa específicamente para cada paciente. Cuando el movimiento alcanza la referencia de velocidad constante, el FES puede activarse aplicando un par adicional a la articulación. La acción del FES se trata como una perturbación desde el punto de vista del control [9], pero de hecho, reduce el error en la velocidad y relaja la asistencia proporcionada por el motor de la articulación.

Etapa 3: Equilibrio - En esta etapa, el usuario debe ser guiado a la posición de reposo o final mientras mantiene la estabilidad postural. Desde la posición de llegada de la articulación, ya a baja velocidad, se aplica un control de posición con rigidez variable. La rigidez es inicialmente baja para asegurar una buena transición desde el modo de control previo, pero se incrementa a lo largo del tiempo rápidamente hasta su valor máximo para mantener el sujeto en posición vertical [10].

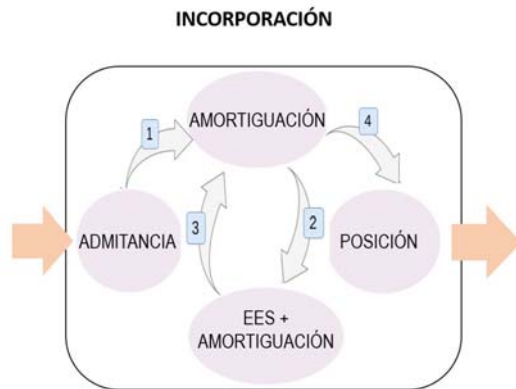


Figura 5. Estrategias de control asociadas a cada etapa usadas en la transición de sentado a erguido (sit-to-stand).

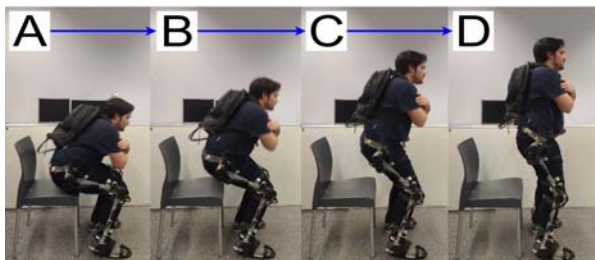


Figure 6. Incorporación efectuada por un sujeto sano con el exoesqueleto

5 EVALUACIÓN MEDIANTE BCI DE UNA INTERFAZ PERSONA MÁQUINA

Uno de los aspectos clave en el proceso de integración de dispositivos robotizados tanto corporales, como los exoesqueletos, o aquellos que trabajan de forma colaborativa o teleoperada, es la interfaz que actúa como nexo de unión entre persona y máquina y a través de la cual se realiza la interacción.

Cuando se introduce un nuevo dispositivo interfaz o un nuevo método de interacción persona máquina se hace necesaria su evaluación y el impacto que causa en el rendimiento y eficacia de la persona en la tarea de interacción. Algunos aspectos del rendimiento de

la interacción son objetivamente medibles como la velocidad de ejecución, los tiempos de reacción y los errores o desviaciones. Sin embargo, existen otros parámetros que impactan fuertemente en la eficacia de la interacción así como en la ergonomía de la misma, cuyas medidas no pueden obtenerse directamente de los ensayos, como son la atención requerida, la fatiga o la frustración entre otros [7].

Algunos ensayos, como los propuestos en la norma ISO 9241-9 [6], establecen recomendaciones para evaluar los dispositivos de interfaz en tareas como las de señalización y trazado o arrastre. Estos ensayos son caracterizados utilizando modelos psicómotors como el de la Ley de Fitts, en donde la dificultad de la tarea es cuantificada según la amplitud de los desplazamientos y la precisión de la tarea. El estándar también ofrece recomendaciones para evaluar aspectos subjetivos, en donde se mide cómo la persona percibe la ejecución de la tarea en términos de esfuerzo, precisión, fatiga, confort, etc. Estas medidas se evalúan utilizando un test, con lo que queda supeditado al criterio de cada persona y de cómo esta interpreta cada uno de los parámetros.

Para lograr uniformidad en los criterios y basar la evaluación en medidas obtenidas directamente de la persona, se utilizarán interfaces BCI (Emotiv EPOC) durante el desarrollo de los ensayos que evalúan las interfaces o los métodos de interacción persona-máquina. Algunos de estos dispositivos BCI comerciales proporcionan prestaciones suficientes para obtener algunas de estas medidas (atención, frustración, fatiga, excitación/relajación o frecuencia de parpadeo entre otras) con la ventaja de ser más accesibles y tener menor coste en comparación de sus homólogos utilizados en el campo médico, así como de ser menos invasivos para el usuario y de proporcionar un uso más inmediato sin requerir de una aparatosa instalación o equipamiento. Los ensayos deberán realizarse de forma que se pueda poner en correspondencia la dificultad de la tarea con los parámetros obtenidos del BCI. De esta manera se pueden continuar realizando evaluaciones siguiendo las recomendaciones de los estándares de ergonomía, sustituyendo o complementando los test de evaluación subjetiva por las medidas obtenidas por los BCI.

En el ensayo que se ha preparado se somete a cada participante a la ejecución de una prueba con una interfaz de ordenador con ratón en donde la persona tratará de realizar un conjunto de tareas de diferente grado de dificultad, ver Figura 7. Se trata de pruebas que se determinan en la norma ISO antes mencionada. Por un lado se debe hacer clic con el ratón sobre un objeto de tamaño y distancia que irá cambiando aleatoriamente (experimento de Fitts [5]). Por otro lado deberá seguir el trazado de un camino

cuya longitud y anchura también irá cambiando. De esta forma se tendrá un amplio rango de valores de la dificultad de la tarea perfectamente cuantificables.

En cada prueba se irá captando los valores que devuelve el dispositivo BCI utilizando un entorno abierto de tratamiento de señales EEG (OpenVIBE). La hipótesis de partida es que la medida de la atención está correlacionada con la dificultad de la tarea. El objetivo es determinar esta relación y observar el comportamiento con las otras señales BCI adquiridas.



Figura 7. Esquema experimento.

5 DISCUSIÓN

Las limitaciones que presentan las interfaces BCI para el control de sistemas robóticos exigen disponer de sensores multimodales para percibir tanto la intención, como la voluntad y el estado del usuario. La información multisensorial permite, mediante la información complementaria y redundante que proporcionan, desencadenar las estrategias de control que se adapten tanto a las necesidades individuales de cada usuario como a su dinámica.

La efectividad de los sistemas robóticos de asistencia en rehabilitación depende en gran medida de la capacidad de interpretación de la voluntad, estado y capacidades del usuario, así como del desarrollo de las estrategias de control que se adapten mejor a cada situación.

Agradecimientos

Esta investigación se ha lleva a cabo en el marco de los proyectos: HYPER, Consolider CSD2009-00067, MINECO, AURORA, Ref: DPI2015-70415-C2-1-R, MINECO y Recercaixa-2014.

Referencias

- [1] Amigo, L. E., Fernández, Q., Giralt, X., Casals, A., Amat, J. (2012). Study of Patient-Orthosis Interaction Forces in Rehabilitation Therapies, *IEEE Biorob.*
- [2] Cai, LL, et al. (2006) Implications of assist-as-needed robotic step training after a complete spinal cord injury on intrinsic strategies of motor learning, *JNeurosci*, 26 (41) 10564-10568
- [3] Chang, S. R., et al. (2016) Improving stand-to-sit maneuver for individuals with spinal cord injury, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, no. 27.
- [5] Fitts, P.M., (1954) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47, 381-391.
- [6] ISO 9241-9, (2000) Ergonomic requirements for office work with visual display terminals, Part nine: Requirements for non-keyboard input devices.
- [7] Munoz, L., (2016) Evaluating the Ergonomics in Interaction with Computers, *Journal of Ergonomics*, vol 6, no 2.
- [8] V. Rajasekaran, J. Aranda , A. Casals and J.L. Pons, (2015) An Adaptive control strategy for postural stability using a wearable exoskeleton, *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, pp. 16-23.
- [9] V. Rajasekaran, J. Aranda and A. Casals, (2014) Recovering planned trajectories in robotics rehabilitation therapies under the effect of disturbances," *International Journal on System Dynamics and Applications (IJSDA)*, vol. 3, no. 2, pp. 34-49.
- [10] V. Rajasekaran, M. Vinagre and J. Aranda. (2017), Event-based control for Sit-to –Stand transition using a wearable exoskeleton, *International Conference on Rehabilitation Robotics*, in press.
- [11] Sergi, F., Pehliva A.U., Fittle, K., (2015), Effects of assist-as-needed upper extremity robotic therapy after incomplete spinal cord injury: a parallel-group controlled trial, *IEEE Int. Conf. ICORR*
- [12] Urra O, Casals A, Jané R. The impact of visual feedback on the motor control of the upper-limb. In *Proceedings IEEE EMBS Conf, Milan, 2015.*