



# CEU

*Universidad  
San Pablo*

**Escuela Politécnica Superior**

## **Robótica de rehabilitación aplicada a la parálisis cerebral infantil: presente y futuro**

---

**Rafael Raya López**

Profesor Adjunto  
Universidad CEU San Pablo  
Festividad de San José  
Marzo 2019



**CEU** | *Ediciones*

# Robótica de rehabilitación aplicada a la parálisis cerebral infantil: presente y futuro

---

**Rafael Raya López**

Profesor Adjunto  
Universidad CEU San Pablo  
Festividad de San José  
Marzo 2019

**Escuela Politécnica Superior  
Universidad CEU San Pablo**

## **Robótica de rehabilitación aplicada a la parálisis cerebral infantil: presente y futuro**

Cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública o transformación de esta obra solo puede ser realizada con la autorización de sus titulares, salvo excepción prevista por la ley. Diríjase a CEDRO (Centro Español de Derechos Reprográficos, [www.cedro.org](http://www.cedro.org)) si necesita escanear algún fragmento de esta obra.

© 2019, Rafael Raya López

© 2019, Fundación Universitaria San Pablo CEU

CEU *Ediciones*

Julián Romea 18, 28003 Madrid

Teléfono: 91 514 05 73, fax: 91 514 04 30

Correo electrónico: [ceuediciones@ceu.es](mailto:ceuediciones@ceu.es)

[www.ceuediciones.es](http://www.ceuediciones.es)

Maquetación: Pedro Coronado Jiménez (CEU *Ediciones*)

Depósito legal: M-17451-2019

Es para mi un honor realizar esta lección magistral en el día de nuestra Escuela y poder compartir con mis compañeros, una de las líneas de investigación en la que estamos trabajando en nuestro grupo, la tecnología de apoyo a la discapacidad. Me gustaría agradecer la invitación de nuestro director D. David Santos por darme esta oportunidad. Concretamente, hablaremos de parálisis cerebral (PC) infantil, una lesión que aparece en el cerebro del niño y que, desde el primer momento de su vida, necesita la atención de un equipo multidisciplinar en el que deberán intervenir, principalmente, médicos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales y maestros.

En los últimos años, la tecnología ha demostrado su utilidad para potenciar las capacidades físicas y cognitivas del niño, y, como consecuencia, la ingeniería ha pasado a ser una disciplina muy útil.

La parálisis cerebral puede ser definida, según la «Confederación Española de Federaciones y Asociaciones de Atención a las personas con Parálisis cerebral y Afines (ASPACE)», como un «trastorno global de la persona consistente en un desorden permanente y no inmutable del tono muscular, la postura y el movimiento, debido a una lesión no progresiva en el cerebro antes de que su desarrollo y crecimiento sean completos». Esta lesión puede generar la alteración de otras funciones superiores e interferir en el desarrollo del sistema nervioso central.

Cabe destacar que el término «parálisis cerebral» y su definición continúa siendo un tema de debate. Existen multitud de definiciones de PC, ninguna universalmente aceptada, pero todas ellas recogen invariablemente tres elementos: secuelas motoras, lesión cerebral puntual y cerebro en desarrollo. La revista científica *Developmental Medicine and Child Neurology* dedicó en febrero de 2007 todo un suplemento a recoger esta inquietud. A pesar de la controversia y ante la falta de una alternativa mejor, los autores coinciden en mantener el término clásico de «parálisis cerebral».

La PC se ha convertido en la causa más frecuente de discapacidad motora entre la población infantil. Es un trastorno que aparece en la primera infancia y persiste toda la vida. Actualmente podemos hablar de hasta 2,8 personas con PC por cada mil habitantes, lo que en España nos sitúa con una población estimada de unas 120.000 personas. En Estados Unidos 500.000 niños están afectados por PC y en Europa la cifra es incluso superior. Según la «Cerebral Palsy Alliance» hay 17 millones de personas en todo el mundo que sufren este trastorno.

Las lesiones causadas por la PC pueden producirse durante la gestación (prenatales), el parto (perinatales) o durante los primeros años de vida (postnatales). Los trastornos resultantes de la PC son múltiples y complejos. El más frecuente y evidente se caracteriza por alteraciones en la postura, tono muscular y movimiento, pero, también, suelen generarse trastornos sensoriales, perceptivos, cognitivos, respiratorios, epilepsia, trastornos del lenguaje, de conducta, etc, normalmente combinados unos y otros. Por citar algunos datos, 1 de cada 3 no puede caminar, 1 de cada 4 tiene discapacidad del habla y 1 de cada 2 tiene discapacidad intelectual.

La PC, por tanto, agrupa un conjunto de trastornos muy heterogéneo. Debido a la diversidad y combinación en los efectos que provoca, suele ser difícil clasificar con precisión el tipo de PC que padece un niño. Según la localización de la lesión y los signos motores se puede dividir en espástica, discinética y atáxica. La espástica se produce por una lesión en la corteza motora, se caracteriza por rigidez muscular y es la más frecuente. La discinética se produce por una lesión en los ganglios basales y se caracteriza por la presencia de movimientos involuntarios. La atáxica se produce por una lesión en el cerebelo y afecta generalmente al equilibrio y al posicionamiento en el espacio. Frecuentemente, existe una combinación de todas ellas, a lo que se le llama parálisis cerebral mixta.

El tratamiento de la parálisis cerebral está enfocado a facilitar el desarrollo motor como base para mejorar la independencia del paciente en tareas como el cuidado personal, el juego y las actividades de ocio, lo que a su vez potenciará las habilidades de relación y cognitivas. La terapia aplicada depende de las particularidades de cada persona pudiendo ser, desde terapia física y ocupacional, logopedia hasta medicación o cirugía.

La «Clasificación Internacional del Funcionamiento y la Discapacidad, CIF (2001)», desarrollada por la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha establecido un nuevo marco de tratamiento a nivel internacional dando más énfasis a la función del individuo y a sus fortalezas competenciales.

Las guías de práctica clínica de la parálisis cerebral basadas en la CIF, establecen una matriz de decisión basada en clasificaciones de funcionamiento. Una de las principales escalas funcionales es la «Gross Motor Function Classification System (GMFCS)», que establece cinco niveles según la limitación de funcionalidad en extremidades inferiores, siendo el nivel I el de menor afectación.

También, para el caso de la función de miembros superiores se emplea la «Manual Ability Classification System (MACS)», dividida también en cinco niveles, siendo también el nivel I el de menor afectación.

De la definición de parálisis cerebral, cabe destacar la importancia de su carácter «permanente pero no inmutable», es decir, existe la posibilidad, debido a la plasticidad cerebral, de maximizar las capacidades del niño con intervenciones terapéuticas desde edades tempranas, esto es, de 3 a 6 años. Es aquí donde la tecnología puede contribuir, de forma notable, a maximizar las capacidades del niño y reducir sus limitaciones de relación con el entorno, tanto físico como social.

Las nuevas tecnologías, en constante evolución, han influenciado notablemente el mundo actual, afectando a cada individuo de una forma u otra. La tecnología destinada a mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad, ya sea por compensación funcional o por rehabilitación, la denominamos Tecnología de Apoyo (TA). La TA puede ser definida como un área de conocimiento multidisciplinar orientada a la concepción y desarrollo de productos, dispositivos o equipamiento y servicios, empleados para mantener, incrementar o mejorar las capacidades funcionales de los individuos con discapacidad (ISO 9999:2007). Se trata de una disciplina en la que convergen efectivamente una serie de disciplinas, de carácter técnico, como la robótica, informática, inteligencia artificial y nuevos materiales, y de una serie de disciplinas pertenecientes a la rama sanitario-humanista, como la medicina, psicología o sociología entre otras. La fusión de estas áreas se refleja en el concepto de interacción persona-máquina, ya que la persona es definida por las disciplinas humanitarias, mientras que las disciplinas científico-técnicas definen a la máquina.

Los educadores, médicos, psicólogos, fisioterapeutas, etc. han de poner de relieve las necesidades del individuo. En este sentido, la multidisciplinariedad de profesionales en este campo es esencial para abordar el análisis de las necesidades del usuario desde distintos puntos de vista. Hay que tener en cuenta que en la mayoría de los casos, el usuario conocerá y aprenderá a usar la ayuda técnica a través de dichos profesionales.

La concepción de un nuevo prototipo o producto de apoyo es tarea de investigadores y desarrolladores, los cuales deberán conocer las necesidades reales de los usuarios a través de una interacción continua con la persona con discapacidad y los expertos, y atendiendo a los aspectos mencionados en relación con el contexto social y al mercado, con el fin de garantizar la viabilidad del producto creado.

La norma ISO 9999:2007 establece una clasificación muy extensa de los dispositivos de apoyo a la discapacidad. Agrupa los productos de apoyo en diez clases (cada una dividida en subclases, y estas, a su vez en divisiones) que están basadas en su objetivo principal:

- Ayudas para la terapia y el entrenamiento;
- Prótesis y ortesis;
- Ayudas para el cuidado y la protección personal;
- Ayudas para las tareas domésticas;
- Mobiliario y adaptaciones para la casa y otros edificios;
- Ayudas para la comunicación, información y señalización;
- Ayudas para el manejo de productos y mercancías;
- Ayudas y equipos para mejoras del entorno, herramientas y máquinas;

Aunque esta clasificación está muy generalizada, está orientada al producto o servicio.

La clasificación elaborada por el estudio de la Unión Europea, HEART (Horizontal European Activities in Rehabilitation Technology, 1993), está más orientada al conocimiento y a la educación en el uso de la TA. Esta clasificación hace énfasis en que el modo de usar la tecnología está muy influenciado por las características del usuario y por el entorno físico y social. Como consecuencia, sugiere tres áreas dentro de la educación en Tecnología de Apoyo, que denomina componentes técnicos, humanos y socio-económicos. Dentro de los componentes técnicos, el modelo HEART identifica cuatro áreas:

- Manipulación: a un nivel muy básico, se refiere a aquellas actividades llevadas a cabo con el uso de las manos y de los dedos.
- Movilidad. Capacidad del individuo para realizar actividades relacionadas con el movimiento de uno mismo dentro de su entorno.
- Comunicación: habilidad de generar, emitir, recibir y entender mensajes.
- Cognición: se trata de un área transversal, integrada en cada una de las actividades de las áreas anteriores.

En nuestra línea de investigación hemos elegido este modelo porque, desde nuestro punto de vista, estas cuatro áreas describen las actividades esenciales del individuo en su relación con el entorno. A continuación, me gustaría mostrarles los dispositivos que existen en la actualidad en cada una de las áreas y nuestras contribuciones.

En el área de la manipulación, la robótica ha dado sus frutos con la creación de manipuladores, prótesis y ortesis o pinzas para agarrar, entre muchos otros dispositivos. Las férulas, tanto de miembro superior como inferior, son empleadas habitualmente por personas con parálisis cerebral. Más allá de estos sistemas clásicos, la robótica ha introducido importantes avances. Un caso paradigmático es el sistema Armeo, de la empresa Hocoma, un exoesqueleto de miembro superior que promueve tareas funcionales y que ha demostrado su eficacia mediante numerosas publicaciones científicas.

Otros dispositivos, como el exoesqueleto WREX, está más orientado a compensar actividades de la vida diaria más que a tareas de rehabilitación. Este sistema se ha empleado como base para sistemas que emplean la tecnología de impresión 3D. Esta tecnología está abriendo nuevas posibilidades en el campo de las órtesis y prótesis ya que permite adaptar el dispositivo a la anatomía del usuario con más facilidad comparado con los métodos de fabricación clásicos.

En el área de la movilidad, la exploración del entorno a través del movimiento, la búsqueda de soluciones que el entorno demanda y la adaptación a los cambios, conforman una parte crítica del aprendizaje motor. El modelo de terapia funcional requiere unas capacidades mínimas y se basa en dar al paciente un papel activo dentro de su entorno, motivándole a resolver problemas inherentes a la tarea funcional. Atendiendo al desarrollo funcional de la persona con discapacidad, los sistemas diseñados para apoyar la movilidad pueden ser divididos en dos grandes grupos: dispositivos sustitutivos y aumentadores. Los primeros aportan una alternativa a la función perdida y los segundos apoyan una función debilitada.

El sistema sustitutivo por excelencia es la silla de ruedas. Más allá de ella, existen dispositivos bipedestadores, que se encargan de transferir a la persona desde la posición de sedestación a bipedestación y otros vehículos especiales.

El sistema aumentador por excelencia es el andador, cuyo uso se destina para aquellas personas que aún conservan la función de marcha, aunque con alguna limitación o debilidad.



Estos sistemas también pueden dividirse en dos categorías: dispositivos para rehabilitación, si el objetivo es recuperar una función (en el caso de la movilidad, generalmente es la función de marcha) o dispositivos para la compensación funcional, cuyo objetivo es facilitar la interacción del individuo con su entorno en actividades de la vida diaria.

En las últimas décadas, la rehabilitación robótica ha dado importantes pasos para mejorar la movilidad de personas con discapacidad. Un ejemplo es el sistema NF-Walker, de la empresa Made for Movement, que está orientado a la compensación funcional de la marcha. Se trata de un andador con un sistema ingenioso de poleas para promover el patrón cíclico de marcha y facilitar el desplazamiento de niños con parálisis cerebral.

En el ámbito de la rehabilitación robótica, los avances generalmente realizados en pacientes con alteraciones neuromotoras con más prevalencia, como el ic-tus, han sido aplicados con éxito a la parálisis cerebral infantil. Es el caso del robot Lokomat, de la empresa Hocoma. Se trata de un exoesqueleto que induce el recorrido articular del niño fortaleciendo sus extremidades inferiores mientras genera un patrón de marcha cíclico. El sistema incorpora, además, un sistema de soporte parcial del peso empleado para que el niño no soporte todo su peso mientras camina, lo que es especialmente útil en procesos de rehabilitación tras una cirugía. Este sistema ya ha demostrado su potencial rehabilitador en esta población, pero publicaciones recientes apuntan a la necesidad de integrar al sistema nervioso central en la rehabilitación, lo que implica que el usuario tome un papel activo en el proceso, por ejemplo, iniciando o deteniendo la marcha. Para ello, este sistema ha incorporado un conjunto de aplicaciones interactivas o videojuegos con objetivos funcionales que mejoran la adherencia al tratamiento y que han demostrado ser eficaces. De esta forma, el proceso rehabilitador involucra y combina de manera natural el sistema nervioso central y periférico del paciente.

El Grupo de Ingeniería Neural y Cognitiva del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), con el que nuestro grupo de investigación colabora de manera estrecha, ha creado, bajo la dirección del Dr. Rocon y junto al Hospital Infantil Universitario Niño Jesús y el Instituto de Biomecánica de Valencia, el sistema CP-WALKER, un andador robótico que permite la marcha ambulatoria del paciente e incluye, un exoesqueleto de miembro inferior, el soporte parcial del peso y un sistema de reconocimiento de la intención del usuario para regular la velocidad de tracción de forma automática. El sistema incorpora, además, una interfaz cerebro-computador para medir la actividad cerebral del usuario mediante señales

electroencefalográficas o señales EEG. Mediante el procesamiento de estas señales, el sistema puede interpretar cuando el usuario desea iniciar la marcha, lo que es tremendamente útil para integrar el sistema nervioso central junto al sistema nervioso periférico en el proceso de rehabilitación.

Un proyecto anterior de este grupo, en el que tuve la suerte de participar, fue el proyecto PALMIBER, dirigido por el Dr. Ceres, hoy profesor emérito de esta Escuela. Se trata de un vehículo lúdico específicamente diseñado para el desarrollo integral del niño con parálisis cerebral. El concepto integral hace referencia a la combinación de las aptitudes físicas y cognitivas del niño. El vehículo robótico estaba dirigido a aquellos niños con nivel V de la clasificación GMFCS, es decir, aquellos que no pueden caminar.

Es sabido, desde los estudios del pedagogo Jean Piaget, la importancia del juego y el movimiento en el desarrollo infantil. Piaget define diferentes estadios en el desarrollo divididos en:

- Estadio sensorimotor: entre 0 y 2 años, donde predomina el juego funcional o de ejercicio
- Estadio preoperacional: entre los 2 y los 6 años, donde predomina el juego simbólico y
- Estadio de las operaciones concretas: entre los 6 y 12 años, donde predomina el juego de reglas.

Lo que resulta clave para entender el potencial de las tecnologías de apoyo en este caso es que el niño quizá no se desenvuelva normalmente en ciertas actividades en su vida adulta, pero no por la existencia de una lesión neuromotora, sino porque esta lesión le ha impedido relacionarse con su entorno y adquirir un aprendizaje a través de estas experiencias cuando era niño. A partir de los 8 meses el niño se desplazará de algún modo para alcanzar un objeto, explorando el espacio y practicando intencionalmente una serie de acciones para conseguir un fin concreto. Sin esa capacidad de locomoción esas experiencias de aprendizaje se verán fuertemente limitadas. He aquí el papel fundamental que tienen las tecnologías de apoyo para reducir la distancia entre el niño con parálisis cerebral y las oportunidades para jugar y, en definitiva, experimentar con el entorno, tanto físico como social.

En el proyecto PALMIBER abordamos, con esta idea, un desarrollo que permitía al niño interactuar de un modo accesible con el entorno, practicando desde la relación Causa-Efecto, modo en el que la pulsación de una tecla ponía en marcha el vehículo, a otros modos más complejos para la adquisición de conceptos

espaciales. A continuación, me gustaría mostrarles una serie de vídeos en los que aparece la experimentación que realizamos en ASPACE Cantabria. En este primer vídeo, podemos ver a una niña con parálisis cerebral controlando el vehículo en el modo Causa-Efecto. Cuando el terapeuta considera que este modo se controla con facilidad, es el momento de practicar el siguiente modo.

En el siguiente vídeo podemos ver a Javier controlando el vehículo PALMIBER en el modo de «entrenamiento dirección». En este modo, el vehículo realiza un chequeo de los obstáculos del entorno y le sugiere al niño la pulsación de una tecla, que el niño debe pulsar para comenzar a dirigir al vehículo en esa dirección.

Una vez adquiridos los conceptos espaciales, se pasa al siguiente modo, en el que el niño conduce el vehículo, tomando sus propias decisiones y explora el entorno aplicando los conceptos espaciales adquiridos en el modo anterior. En este modo ya se introducen mecanismos cognitivos más complejos que la relación causa-efecto, al planificar y ejecutar acciones concretas con un objetivo establecido.

A pesar de que los resultados fueron positivos para algunos niños, se observó que, para ciertos casos, el vehículo no era accesible cuando existían limitaciones severas de manipulación. En este vídeo, podemos ver a Juan realizando la tarea de «Entrenamiento dirección» en la que debe pulsar las teclas de izquierda y derecha alternativamente. Como se puede observar, el usuario comprende la tarea, pero sus dificultades motoras le impiden acceder a la terapia que propone el vehículo PALMIBER. Este es un ejemplo en el que esta tecnología debe ser más accesible para maximizar las capacidades del usuario y reducir sus limitaciones en relación con el entorno. Esto nos llevó a iniciar nuevos trabajos de investigación para mejorar la interacción con el entorno.

La dificultad de interacción con periféricos convencionales, como un teclado o un ratón, es algo frecuente en un trastorno neuromotor de este tipo. Para salvar esta dificultad, existen una serie de dispositivos que permiten el control del computador de forma más sencilla, como pulsadores, teclados adaptados o joysticks, los cuales son métodos de acceso tradicionales. Existen importantes avances en nuevas interfaces persona-computador y, orientados concretamente a reducir las limitaciones de discapacidad del habla, conforman la disciplina conocida como Comunicación Aumentativa-Alternativa.

Más recientemente, han aparecido los sistemas de seguimiento de la mirada que permiten controlar el puntero del ratón con movimientos del iris. En este caso, el avance es notable, ya que una persona que mantiene sus aptitudes cognitivas intactas puede comunicarse y expresarse por sí mismo, aunque las limitaciones

físicas se lo impidan. Estos sistemas proyectan luz infrarroja sobre el iris del usuario, cuyo reflejo se recibe por una cámara y algoritmos de procesamiento calculan las coordenadas de la mirada en relación con la posición de la pantalla. Este proceso permite controlar el puntero del ratón con la mirada. En este campo, los trabajos más recientes de investigación se centran en obtener los mismos resultados mediante videooculografía, empleando luz visible en lugar de infrarroja, lo que haría posible integrar estos métodos de acceso empleando cámaras convencionales, por ejemplo, las que incorporan los computadores o dispositivos móviles actuales.

He tenido la oportunidad de ver como en un centro de atención a personas con parálisis cerebral, en Aspace Cantabria, Bruno, una persona con discapacidad del habla ha podido escribir sus memorias y expresar sus emociones con ayuda de este tipo de dispositivos. Este caso, es para mí y para todos los que le conocemos, una muestra de superación sin límites y un ejemplo definitivo de cómo la tecnología puede convertir la discapacidad en capacidad si no para todas, sí para muchas personas con estas limitaciones.

Además de los sistemas de seguimiento de la mirada, también cabe citar otras interfaces persona-computador alternativas, como los sistemas de reconocimiento de voz, el control por presión o depresión de aire (soplo), sistemas de reconocimiento de expresiones faciales, o señales fisiológicas. Estas interfaces, unidas a teclados virtuales o paneles de pictogramas hacen posible que una persona con discapacidad del habla pueda comunicarse.

Las interfaces basadas en la actividad fisiológica tienen un gran potencial, no sólo en el área de la Comunicación Aumentativa-Alternativa, sino también en tareas de rehabilitación, ya que permiten realizar ejercicios de biofeedback, en los que el usuario es consciente de su actividad, lo que ha demostrado efectos positivos en los procesos terapéuticos. Una de las interfaces más populares es aquella que emplea la actividad cerebral o electroencefalografía (EEG) colocando unos electrodos superficiales en la corteza cerebral. Estas interfaces ya se emplean en la práctica clínica habitual para diagnosticar trastornos como la epilepsia.

A nivel de investigación, ya existen proyectos centrados en controlar prótesis y ortesis robóticas estimando la intención del usuario mediante la medida de estas señales. En algunos casos, estos dispositivos llegan a ser invasivos, no superficiales, con el fin de tener más resolución en la medida de la actividad cerebral. En el vídeo vemos un ejemplo del proyecto BrainGate en el que un usuario puede controlar un brazo robótico de forma voluntaria.

Las interfaces basadas en la actividad muscular o electromiografía también son muy populares y ya se emplean la práctica clínica. Las prótesis activas de miembro superior convencionales son llamadas mioeléctricas porque incorporan un conjunto de sensores que miden la actividad eléctrica del muñón, con la que se controlan diversas funciones de la prótesis, como la apertura o cierre de la mano. En el siguiente vídeo podemos ver un ejemplo de ello.

Más allá de las prótesis clásicas están apareciendo dispositivos con complejos algoritmos de procesamiento que implementan un número elevado de comandos. En este vídeo podemos ver el sistema MYO, que procesa la actividad de grupos musculares para controlar el computador u otros sistemas. En el caso de la parálisis cerebral, este tipo de sistemas también resultan de gran interés, dado que pueden ubicarse en aquellos grupos musculares donde exista mayor capacidad residual y, estimar así, la voluntariedad del usuario.

De las dificultades de manipulación en el control del vehículo PALMIBER surgió el proyecto ENLAZA, un método alternativo de acceso al computador, que captura y reconoce el movimiento del niño y lo traduce en movimientos del puntero del ratón. Este sistema está basado en sensores inerciales que integran un acelerómetro, que mide la aceleración, gravitacional y debida al movimiento, un giróscopo, que mide la velocidad angular, y un magnetómetro, que mide el campo magnético terrestre. La fusión de la información de estos sensores mediante algoritmos relativamente complejos hace posible que el sensor inercial estime con precisión de un grado la orientación angular. Si por cada segmento corporal utilizamos un sensor inercial que se mueve solidario con él, podemos reconstruir el movimiento de la articulación en cuestión, por ejemplo, una flexoextensión cervical o de codo.

En el proyecto ENLAZA nos centramos en emplear el movimiento de la cabeza para controlar el ordenador, principalmente, porque es el órgano con mayor capacidad de movimiento voluntario cuando existe una alteración motora severa. De esta forma, los movimientos de flexoextensión, inclinación y rotación eran traducidos al movimiento del puntero del ratón en la pantalla.

Uno de los objetivos técnicos principales del proyecto estuvo centrado en la reducción del efecto de los movimientos involuntarios en el control. Para ello, fue necesario caracterizar con detalle el movimiento, haciendo un estudio exhaustivo de los patrones de movimiento involuntario del niño. En la diapositiva podemos alguna de las gráficas extraídas de la medida del movimiento cervical. En este caso, podemos ver cómo en el caso de un sujeto sin discapacidad los

movimientos para alcanzar los objetivos están equilibrados respecto a la posición central mientras que en el caso de una persona con parálisis cerebral existe dificultad para mantener una postura equilibrada.

Una vez realizado el estudio de los patrones cinemáticos, se diseñó un algoritmo de filtrado para reducir el efecto del movimiento involuntario y potenciar, al mismo tiempo, el efecto del movimiento voluntario. En el siguiente vídeo podemos ver un usuario con parálisis cerebral controlando el puntero del ratón con los movimientos de cabeza. La tarea consistía en llegar a los objetivos que aparecían en la pantalla. En este caso no existe ningún tipo de filtrado por lo que los movimientos involuntarios dificultan enormemente la realización de la tarea. La gráfica que aparece en la parte inferior representa la distancia al objetivo frente al tiempo y puede observarse cómo el usuario acerca y aleja el puntero constantemente sin poder mantenerlo un tiempo sobre el objetivo para alcanzarlo.

En este segundo vídeo aparece el mismo usuario realizando la misma tarea pero, en este caso, el sistema incorpora el algoritmo de filtrado. En este caso, el efecto del movimiento involuntario sobre el control del cursor del ratón se atenúa, por lo que el usuario puede alcanzar diversos objetivos. Es, por tanto, una forma de mejorar la accesibilidad, debido a que este usuario puede acceder al uso del computador con esta herramienta, ya que no podía hacerlo con los dispositivos convencionales, como un ratón o un teclado.

Una vez validado el algoritmo de filtrado, se implementó no sólo para el control del ordenador, sino también para el control del vehículo PALMIBER. De esta forma, una persona con discapacidad para interactuar con su entorno, debido a sus limitaciones físicas más que a las cognitivas, puede explorar el entorno por sí mismo y acceder a las experiencias de aprendizaje anteriormente mencionadas. En este vídeo podemos ver a Juan, que antes no podía controlar la conducción del vehículo PALMIBER con el teclado, controlarlo con los movimientos de cabeza. En este caso, la tarea consistía en llegar a un extremo de la sala donde estaba su terapeuta y Juan consigue realizar la tarea mediante el movimiento de su cabeza, en lugar de usar sus manos.

En estos proyectos PALMIBER y ENLAZA se cumple tanto el objetivo de la compensación funcional, ya que se posibilita el desplazamiento de la persona y el acceso al computador, como el objetivo de la rehabilitación, ya que mediante el uso del computador o del vehículo y, mediante el movimiento del cuerpo, se puede llegar a mejorar el control motor y la postura del usuario.

La mejora de la postura tiene unas claras implicaciones en actividades de la vida diaria. Por ejemplo, mejorar la postura cefálica o cervical puede derivar a mejorar la comunicación cara a cara, la autoestima o la alimentación, al mejorar la deglución.

Debido a esta dimensión rehabilitadora, los siguientes proyectos que hemos realizado han estado centrados en el uso de videojuegos y entornos interactivos para realizar ejercicios funcionales con el fin de mejorar la postura y el control motor mientras el niño juega. Está demostrado que este tipo de ejercicios lúdicos mejoran la adherencia al tratamiento, dado que aumentamos la atención del niño y la implicación activa del niño y las sesiones pueden ser más largas y más intensas.

Este último punto está íntimamente relacionado con la cognición, un aspecto transversal a todas las áreas funcionales. No podemos plantear terapias físicas dejando a un lado la atención del usuario, sus capacidades o su fatiga al realizar una tarea. Estimar el estado cognitivo del usuario nos permite ajustar los objetivos terapéuticos de una forma precisa y potenciar al máximo las capacidades residuales del individuo. Es aquí donde las nuevas tecnologías pueden también ayudar, proponiendo modelos de rehabilitación e intervención ajustados a la particularidad del usuario, midiendo determinados parámetros claves que definen su perfil y ajustando los objetivos de acuerdo con él y su evolución.

A través de diversas publicaciones científicas hemos validado el potencial de este instrumento para mejorar la postura cervical en un estudio multicentro con el Hospital Infantil Universitario Niño Jesús de Madrid, la Fondazione Santa Lucia de Roma y el Harvard Medical School de Boston. Actualmente, nuestro objetivo es centrarnos no sólo en los avances obtenidos en la mejora del control cefálico sino también en la mejora del control motor en extremidades superiores e inferiores.

En estos últimos 20 años han sido muchos los avances que han venido de la mano de la tecnología: ayudar a caminar, a manipular objetos, a comunicarse mediante el uso del ordenador son solo algunos ejemplos. Pero tengo la seguridad de que es sólo el principio. Las nuevas tecnologías avanzan sin pausa y hoy en día no entendemos el mundo sin ellas. Por ello, la accesibilidad debe estar presente en sus diseños para que todas las personas puedan tener las mismas oportunidades. Pero no sólo eso. Tecnologías específicamente diseñadas para reducir la discapacidad mejorarán la calidad de vida de estas personas tal y como se han venido haciendo estos últimos años y vendrán a mejorar nuestra sociedad.

Por ello, es fundamental, por necesidad y por justicia, fomentar la investigación y el desarrollo en el ámbito de las tecnologías de apoyo a la discapacidad. En nuestro grupo estamos trabajando ilusionados para poner nuestro granito de arena en la apasionante empresa de aumentar la autonomía y el bienestar de las personas con parálisis cerebral y alteraciones afines, tratando de encontrar nuevas soluciones para mejorar la manipulación, la movilidad, la comunicación y la cognición de estas personas. Trabajamos junto a nuestros alumnos a los que encontramos motivados por perseguir este objetivo común. A través de Trabajos Fin de Grado o en asignaturas prácticas del Grado de Ingeniería Biomédica hemos empezado a poner en práctica trabajos ligados a las necesidades que nuestros colaboradores clínicos nos han trasladado. En este sentido, hemos comenzado a colaborar con el Departamento de Fisioterapia de la Facultad de Medicina de nuestra universidad, ya que somos absolutamente complementarios en este objetivo común.

Estoy seguro que estas líneas de trabajo que he pretendido esbozar en mi intervención nos depararán un futuro lleno de retos y que pondremos todo nuestro empeño en crear soluciones útiles que combinen la generación de nuevo conocimiento con soluciones tecnológicas aplicadas que lleguen al usuario final y que puedan beneficiar a estos colectivos para los que investigamos, lo que entendemos que es la máxima expresión de la ciencia aplicada.

Reitero mi agradecimiento por la oportunidad de compartir con ustedes estos trabajos y reflexiones.

Y, para finalizar, me gustaría presentarles a Bruno, de Aspace Cantabria, que ha querido compartir con nosotros, en este día, este mensaje.

Muchas gracias.



**RAFAEL RAYA LÓPEZ.** Es profesor adjunto en la Universidad CEU San Pablo. Además es fundador de la empresa Werium Assistive Solutions. Finalizó sus estudios de Ingeniería en Automática y Electrónica Industrial en 2006, en la Universidad de Córdoba. Recibió el título de Doctor en Electrónica por la Universidad de Alcalá en 2011 por el que obtuvo el premio extraordinario de la Universidad. Trabajo desde el año 2006 hasta el 2015 en el Centro de Automática y Robótica del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC).

Su línea de investigación se centra en tecnologías de apoyo a la parálisis cerebral, en la que desarrolla dispositivos robóticos e interfaces persona-máquina para rehabilitación y compensación funcional de la discapacidad. Es coordinador técnico de la Asociación Iberoamericana de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad (AITADIS) y autor y coautor de más de 50 publicaciones científicas en revistas y congresos internacionales. Ha participado en diferentes proyectos nacionales e internacionales y un proyecto precompetitivo en la Universidad CEU San Pablo.

El Comité Español de Automática le otorgó la distinción de mejor tesis de robótica en España en el año 2011 y recibió la distinción TR35, otorgada por el Massachusetts Institute of Technology (MIT) en 2013. Ha recibido distinciones referentes a la transferencia al mercado de las actividades de investigación entre las que cabe citar el Premio Accesit a la mejor Idea de Base Tecnológica concedido por la Fundación para el Conocimiento Madri+d y el premio a uno de los mejores 15 proyectos a nivel nacional por el programa Caixa Impulse de la Fundación La Caixa. Recientemente ha recibido el II Premio a la Pyme innovadora 2016 concedido por la asociación AMETIC y el Premio Emprende InHealth concedido por UnLtd y Lilly Spain (2017).